

**Aus der Klinik für Innere Medizin - Kardiologie
des Deutschen Herzzentrums Berlin**

DISSERTATION

**Volumetrische Bestimmung und Vergleich der rechten und linken Ventrikel bei
Sinusrhythmus und bei Vorhofflimmern mittels transösophagealer
Echokardiographie und Magnetresonanztomographie**

**Zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)**

**vorgelegt der Medizinischen Fakultät der Charité
Universitätsmedizin Berlin**

von

**Julius Aslak Flöter
aus Kolari, Finnland**

Dekane: Prof. Dr. Joachim W. Dudenhausen
Prof. Dr. med. Martin Paul

Gutachter: 1.Prof. Dr. med. E. Fleck

2.Prof. Dr. med. U. Sechtem

3.Prof. Dr. med. S. M. Baer

Datum der Promotion: 19.10.2004

Inhaltsverzeichnis

I. EINLEITUNG	4
1. Geschichte der transösophagealen Echokardiographie (TEE).....	4
2. Geschichte der dreidimensionalen Echokardiographie	6
3. Geschichte der kardialen Magnetresonanztomographie (MRT)	7
4. Aufgabenstellung und Zielsetzung	9
 II. METHODE	 10
1. Patientenkollektiv	10
2. Vorgehensweise bei der transösophagealen Echokardiographie (TEE).....	11
a. Bildakquisition in der TEE.....	12
b. Bildverarbeitung in der Echokardiographie.....	14
3. Vorgehensweise in der Magnetresonanztomographie	16
a. Warum schnelle Gradienten-Echo Sequenzen?.....	17
b. Akquisition und Bildauswertung in der MRT	18
4. Auswertung beider Ergebnisse	18
5. Schematische Darstellung der Methoden.....	21
 III. ERGEBNISSE	 22
1. Tabellarische Zusammenfassung der Ergebnisse.....	22
a. Ergebnisse der TEE bei Sinusrhythmus	22
b. Ergebnisse der TEE bei Vorhofflimmern	23
c. Ergebnisse der MRT bei Sinusrhythmus	24
d. Ergebnisse der MRT bei Vorhofflimmern.....	25
e. Differenzen der TEE und MRT Ergebnisse bei Sinusrhythmus.....	26
f. Differenzen der TEE und MRT Ergebnisse bei Vorhofflimmern	27
g. Prozentuale Abweichung der Differenzen (TEE und MRT) von den errechneten Mittelwerten (TEE und MRT) bei Sinusrhythmus.....	28
h. Prozentuale Abweichung der Differenzen (TEE und MRT) von den errechneten Mittelwerten (TEE und MRT) bei Vorhofflimmern	29
2. Besteht ein signifikanter Unterschied zwischen rechten und linken Ventrikeln?	30

3. Besteht ein signifikanter Unterschied zwischen großen und kleinen Ventrikeln?	31
4. Besteht ein signifikanter Unterschied zwischen Ventrikeln mit Sinusrhythmus	32
5. Gruppenaufteilung der Auswertungen	33
6. Diastole:	34
a. Innenvolumina	34
b. Freie Wände	36
c. Septen	38
7. Systole:	40
a. Innenvolumina	40
b. Freie Wände	42
c. Septen	44
8. Ejektionsfraktionen	46
9. Schlagvolumina	48
10. Auswertungsbeispiel	49
 IV. DISKUSSION	 56
1. Zusammenfassung der Ergebnisse	56
2. Vor- und Nachteile der Echokardiographie	56
3. Vor- und Nachteile der Magnetresonanztomographie (MRT)	58
4. Datensätze mit geringen Fallzahlen	61
5. Unterschiede zwischen linken und rechten Ventrikeln	61
6. Unterschiede zwischen kleinen und großen Ventrikeln	62
7. Warum Berechnung von Mittelwerten?	62
8. Vergleich der Volumina: Was ist der Goldstandard?	63
9. Unterschiede zwischen Ventrikeln mit Vorhofflimmern und Sinusrhythmus	64
a. Massenvolumina in der Systole/Diastole	65
b. Massenvolumina in der Systole/Diastole bei Sinusrhythmus	66
c. Massenvolumina in der Systole/Diastole bei Vorhofflimmern	66
10. Innenvolumina in der Systole/Diastole	67
a. Innenvolumina in der Systole/Diastole bei Sinusrhythmus	68
b. Innenvolumina in der Systole/Diastole bei Vorhofflimmern	69

11. Ejektionsfraktionen und Schlagvolumina.....	69
a. Ejektionsfraktionen und Schlagvolumina bei Sinusrhythmus.....	70
b. Ejektionsfraktionen und Schlagvolumina bei Vorhofflimmern	70
 V. ZUSAMMENFASSUNG	71
 VI. TECHNISCHE UND PATHOLOGISCHE GRUNDLAGEN.....	74
1. MRT	74
a. Die Resonanz	74
b. Artefakte	77
2. Echokardiographie	78
a. Ultraschall.....	78
a.1. M-Mode und eindimensionale Echokardiographie	78
a.2. Zweidimensionale Echokardiographie.....	78
b. Artefakte	79
3. Pathologische Grundlagen und deren Einfluß auf die Ventrikel	80
a. Ventrikelseptumdefekt (VSD)	80
b. Vorhofseptumdefekt	81
c. Carcinoid Syndrom	81
 VII. LITERATURQUELLEN	83
 VIII. ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	90
 IX. TABELLENVERZEICHNIS	92

I. Einleitung

Um die Volumina und die Funktion des Herzens bzw. der beiden Ventrikel zu bestimmen, stehen verschiedene nichtinvasive diagnostische Mittel zur Auswahl: die Magnetresonanztomographie (MRT), die heute in wesentlichen Punkten die besten Ergebnisse liefert, die Echokardiographie, transthorakal oder wie in dieser Studie transösophageal (TEE), die Computertomographie (CT) und die Myokardszintigraphie. Bei der invasiven Herzdiagnostik steht der Ventrikulographie an erster Stelle.

All diese Methoden zur Evaluation von Volumina, Feinstrukturen und Funktion des Herzens bieten Vor- und Nachteile. So hat die Myokardszintigraphie ihren besonderen Wert in der Begutachtung von Ischämien, bzw. von Perfusionsverhältnissen, ist aber in der Feinstrukturdiagnostik kaum zu gebrauchen. Die CT wird in den nächsten Jahren eine größere Rolle spielen, da sich die Verfeinerung der Auflösung und Schnelligkeit der neuen Multislice-CT-Generation rasch weiterentwickeln wird. Die ausführliche Darstellung der Vor- und Nachteile der Echokardiographie und der Magnetresonanztomographie werden nachfolgend diskutiert.

Diese Studie untersucht die Übereinstimmung der Volumenbestimmung, bzw. der dreidimensionalen Darstellung der rechten und linken Ventrikel mittels der Magnetresonanztomographie und der transösophagealen Echokardiographie.

1. Geschichte der transösophagealen Echokardiographie (TEE)

Die Methode der TEE geht in die frühen siebziger Jahre zurück. Side und Gosling haben 1971 über die erste Anwendung einer transösophagealen Dopplersonographie berichtet [1]. 1976 haben Frazin et al. die erste Studie im M-Mode über die ventrikuläre Funktion veröffentlicht [2]. Der Durchbruch der transösophagealen Bildgebung ist 1977 durch die Gruppe um Hisanaga mit der Entwicklung eines mechanischen zweidimensionalen Schallkopfes gelungen, mit dem man erstmals zweidimensionale Echokardiographien aufzeichnen können [3].

1980 hat DiMagno et al. an der Mayo Clinic, Rochester, NY das erste „linear phased-array flexible Endoskop“ vorgestellt [4]. Dieser 10Mhz Schallkopf ist anfangs zur Diagnostik gastrointestinaler Organe entwickelt worden. Der Nutzen für die kardiologische Diagnostik ist nur sehr begrenzt gewesen, da durch die relativ hohe Frequenz

von 10Mhz nur ein kleiner Blickwinkel zur Verfügung gestanden hat. Die entscheidende Weiterentwicklung ist 1980 der Gruppe um Hisanaga gelungen: ein flexibles Endoskop mit Blickwinkel von 180° bis 260° [5]. Anfang der achtziger Jahre haben Hanrath und parallel dazu Souquet et al. in Kooperation mit Varian Medical Systems, INC. Palo Alto, Ca., USA eine im klinischen Alltag einsetzbare TEE Sonde entwickelt [6]. Seit diesem Zeitpunkt steht ein flexibles Endoskop mit einem phased-array Sektorschallkopf und einer Frequenz von 3,5Mhz für zweidimensionale Bilder zur Verfügung.

Dieses neue Instrumentarium ist in zahlreichen klinischen Studien auf seine Alltagstauglichkeit [7], und beim Einsatz als intraoperatives Monitoring von Luftembolien [8] und der linksventrikulären Funktion [9] überprüft worden.

Als weitere Indikation ist 1986 durch die Studie der European Cooperative Study Group for Echocardiography hinzugekommen: die Diagnostik von Aortendissektionen [10], [11]. Heute besitzt die TEE ein breites Indikationsspektrum (wie: Endokarditis, Klappenerkrankungen bei nicht ausreichender transthorakaler Beurteilbarkeit, Diagnostik von Thromben, intrakardialen Raumforderungen, offener Foramina ovalia, von Septumdefekten etc.), welches vor allem den variablen Schnittebenen von retrokardial zu verdanken ist (Abb.1).

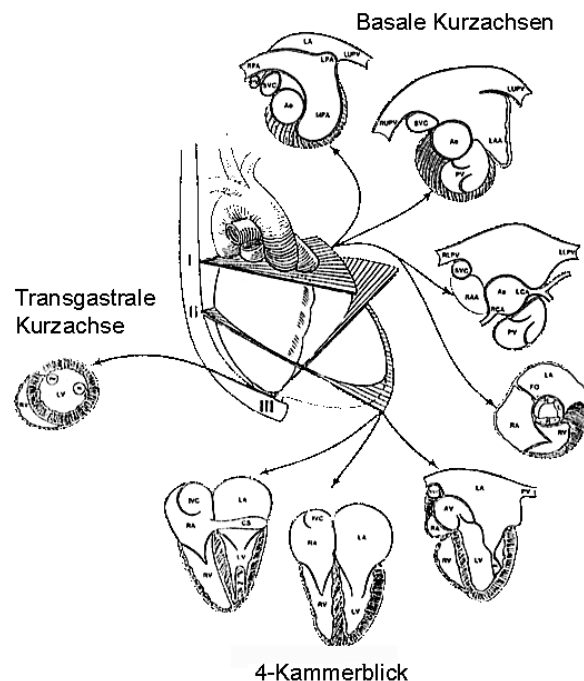


Abb. 1.: Schnittebenen der TEE [12]

2. Geschichte der dreidimensionalen Echokardiographie

Erste Studien über dreidimensionale Aufnahme-Techniken der Echokardiographie sind 1978 veröffentlicht worden. Nixon und Saffer haben die Volumina der Ventrikel echokardiographisch mit der sogenannten Angelpunkt-Methode bestimmt und sie mit angiographischen Daten verglichen [13]. Durch die Weiterentwicklung der Sonographiegeräte, der Computertechnik und besonders der Software sind die Bilder immer schneller, kontinuierlicher und hochauflösender geworden. Studien am menschlichen und tierischen Herzen in vivo sowie am Model haben eine gute Korrelation zwischen gemessenem und echtem Volumen gezeigt [14-16]

Seither sind zahlreiche transthorakale und transösophageale Methoden zur dreidimensionalen Volumenbestimmung und Visualisierung entwickelt worden. Die transthorakale Aufnahmetechnik hat sich besonders bei Kindern bewährt, da in diesem Alter die noch nicht verknöcherten Rippen geringere Artefakte verursachen und die Unannehmlichkeiten einer Schlucksonde nicht in Kauf genommen werden müssen [17]. Bei speziellen Fragestellungen im Erwachsenenalter wird die transösophageale Untersuchungstechnik bevorzugt, da durch die retrokardiale Schallkopfposition die Schallqualität nicht durch Knochenartefakte beeinträchtigt wird.

Die Sondentechnik wird durch multiplane Sonden, die parallele Schnitte erzeugen, und durch Rotationssonden, die Schnittbilder mit einem definierten Rotationswinkel ermöglichen, erweitert [18].

3. Geschichte der kardialen Magnetresonanztomographie (MRT)

Schon 1946 haben sich Bloch und Purcell et al. mit dem Magnetresonanzphänomen beschäftigt, das sich damals als Analysemethode der organischen Chemie etabliert hat [19, 20]. 1959 haben Singer [21] die MR zur Messung von Blutflussraten benutzt und 1965 haben Stejskal und Tanner zusätzliche Magnetfelder hinzugenommen, was zu einer erheblichen Verbesserung der MR-Sensitivität für Bewegungen geführt hat [22].

1972 hat Damadian eine Methode zur Tumordiagnostik patentiert, mit der ein kleines Areal des Körpers dargestellt werden kann [23]. Dieser Ausschnitt ist allerdings sehr klein gewesen und Aufwand und Aufnahmezeit haben in keinem Verhältnis zum zusätzlichen Informationsgewinn gestanden. Die Methode ist für die Klinik noch nicht ausgereift gewesen. Theoretisch ist es aber damals schon möglich gewesen, das untersuchte Areal auszuweiten und in kurzer Zeit ein Schnittbild zu erzeugen. Eine Vorreiterrolle hat Ernst in der Magnetresonanztomographie eingenommen, indem er 1975 er die sogenannte Fourier-Transformation als zentrales Rechenelement in die Bildgebung integriert hat. Damit können die Signale in ihre Frequenzbestandteile aufgelöst werden, wodurch eine genaue Ortskodierung und damit verwertbare Bilder möglich werden [24, 25].

Seit Mitte der achtziger Jahre gehört die MRT zu den kardiologischen Standarduntersuchungstechniken der Universitätskliniken, der großen Polikliniken und der klinischen Forschung.

Weitere Fortschritte haben sich in der Weiterentwicklung verschiedener Aufnahmetechniken gezeigt, wie z.B.: 1986 das Gradienten-Echo und das Turbo- Gradienten-Echo, die im Vergleich zur üblichen Spin-Echo-Sequenz schnellere Bilder erzeugen können [26]. Von dieser Entwicklung hat auch die Kardiologie erheblich profitiert. Neben den Verfahren wie beispielsweise der Echokardiographie, die nach wie vor einen zentralen Stellenwert in der Klinik hat, stellt die MRT eine gute und je nach Indikation notwendige Zusatzuntersuchung dar. 1987 hat die Gruppe um Sechtem volumetrische Messungen an Ventrikeln von Probanden durchgeführt und diese mit den Ergebnissen der Echokardiographie verglichen. Außerdem haben sie die unterschiedlichen Ergebnisse zwischen verschiedenen Befundern (interobserver reproducibility) und die Ergebnisse in einem definierten Zeitraum zwischen einzelnen

Befundern (intraobserver reproducibility) verglichen. Es hat sich jeweils eine hohe Übereinstimmung ergeben [27].

Koch et al. haben 1999 eine Studie zur MR-Herzdiagnostik veröffentlicht, in der das Volumen von Schweineherzen ex vivo bestimmt worden ist [28].

Jauhiainen hat 1998 freipräparierte Herzen von Menschen, die ohne Vorerkrankungen am plötzlichen Herztod gestorben sind, untersucht. In beiden Studien sind die Volumina der Herzventrikel mit einer Turbo-Gradienten-Echo-Sequenz bestimmt und im Anschluss mit den echten Ventrikelvolumen mittels Wasserverdrängungsmethode verglichen worden [29]. Jauhiainen und Koch haben gezeigt, dass sich mit MRT und Wasserverdrängungsmethode nahezu identische Volumina berechnen lassen.

Weiterführend haben die Gruppe um Forbat an gesunden Probanden den Unterschied zwischen Turbo-Gradient-Echo und Spin-Echo-Sequenzen verglichen [30]. In dieser Studie sind die Volumina von End-Systole und End-Diastole gemessen worden. Trotz der neu hinzugekommenen 4. Dimension (Zeit) haben sich bei beiden Untersuchungsmethoden annähernd gleiche Volumina gezeigt.

Der anatomisch anspruchsvollere rechte Ventrikel ist 1993 und 1996 von Boxt und Mitarbeitern bei Patienten mit pulmonaler Hypertonie untersucht und mit verschiedenen Methoden verglichen worden [31, 32].

4. Aufgabenstellung und Zielsetzung

Die vorliegende Studie soll TEE und MRT auf ihre Anwendbarkeit und Übereinstimmung in der Herzvolumenbestimmung überprüfen.

Zusätzlich sollen die Herzkammern bei Vorhofflimmern mit denen bei Sinusrhythmus verglichen werden. Bisher findet sich darüber keine Untersuchung in der Literatur.

Fragestellungen:

1. Wie wirkt sich die unterschiedliche Geometrie der Ventrikel auf die quantitative und qualitative Messung mit MRT und TEE aus?
2. Wie wirkt sich Vorhofflimmern im Vergleich zum Sinusrhythmus auf die volumetrischen Messungen aus?
3. Wie hoch sind die Übereinstimmungen der gemessenen Innenvolumina, Myokard- und Septummassen zwischen MRT und TEE?
4. Wie hoch ist die Übereinstimmung der Messungen zwischen linker und rechter Herzkammer?
5. Wie ist die diagnostische Wertigkeit zu beurteilen?
6. Wie ist der Stellenwert beider Methoden unter dem Aspekt einer Anwendung in der Routine?

II. Methode

1. Patientenkollektiv

In diese Studie, die zwischen Januar 1999 und April 2000 durchgeführt worden ist, sind 36 Patienten (15 Frauen, 21 Männer) im Alter von 24 bis 82 Jahren (mittleres Alter 54 Jahre) eingeschlossen worden. Die Daten von 34 Fällen (14 Frauen, 20 Männer) können ausgewertet werden, 2 Patienten müssen wegen zu ausgeprägter Artefakte bei Echo oder MRT ausgeschlossen werden.

Tabellarische Aufzählung der Patienten mit den Hauptdiagnosen:

Nr.	Geschlecht	Alter	Ventrikel	Hauptdiagnose	Herzrhythmus
1	männlich	63	links	Z.n. ASD Verschuß	<i>Vorhofflimmern</i>
2	weiblich	82	rechts		
			links	MI,MS,TI,AS	<i>Vorhofflimmern</i>
3	weiblich	40	rechts		
			links	MKP,MI,TI	Sinusrhythmus
4	männlich	47	rechts	ASD	<i>Vorhofflimmern</i>
5	männlich	62	links	MS, leichte MI	<i>Vorhofflimmern</i>
6	männlich	62	rechts		
			links	Koronare 2-GE, Z.n.Stent	Sinusrhythmus
7	männlich	36	rechts	VHF	<i>Vorhofflimmern</i>
8	männlich	51	links	DKMP, leicht MI	<i>Vorhofflimmern</i>
9	weiblich	65	rechts		
			links	Z.n. ASD Verschuß	<i>Vorhofflimmern</i>
10	weiblich	61	rechts	Carcinoid	Sinusrhythmus
			rechts	Folgeuntersuchung	Sinusrhythmus
11	männlich	53	links	MI,TI,3GE	Sinusrhythmus
12	männlich	62	rechts	3GE	Sinusrhythmus
			links		
13	weiblich	60	rechts	Carcinoid	Sinusrhythmus
14	männlich	36	links	MI	Sinusrhythmus
15	männlich	24	rechts		
			rechts	Ausschluß eines Shunts	Sinusrhythmus

Nr.	Geschlecht	Alter	Ventrikel	Hauptdiagnose	Herzrhythmus
16	männlich	76	rechts	1GE, ASD	Sinusrhythmus
17	männlich	77	rechts	Carcinoid	Sinusrhythmus
18	männlich		rechts	Carcinoid	Sinusrhythmus
19	männlich	40	rechts	Aorta ascendens Defekts	Sinusrhythmus
20	weiblich	40	rechts	MS, prae-PTV	Vorhofflimmern
			rechts	post-PTV	Vorhofflimmern
21	weiblich	71	rechts	Carcinoid	Sinusrhythmus
22	weiblich	66	rechts	Carcinoid	Sinusrhythmus
23	männlich	75	rechts	3GE, MI bei MKP, ASD	Vorhofflimmern
24	männlich	58	rechts	Carcinoid	Sinusrhythmus
25	weiblich	56	links	MS Z.n.PTV, MI, VHF, Hyperthyreose	Vorhofflimmern
			rechts		
26	weiblich	57	rechts	2GE, MI, Z.n.PTCA	Vorhofflimmern
27	männlich	71	rechts	Carcinoid	Sinusrhythmus
28	männlich	64	rechts	Carcinoid	Sinusrhythmus
29	weiblich	63	links	MS	Sinusrhythmus
			rechts		
30	weiblich	34	links	VSD	Sinusrhythmus
	weiblich		rechts		
31	männlich	56	links	KHK, persist. Foramen ovale, MKP	Sinusrhythmus
32	männlich	71	links	SSS, KHK, SA-Block, AV-Block, LSB	Vorhofflimmern
33	männlich	65	links	DKMP, LSB	Vorhofflimmern
34	weiblich	60	rechts	DKMP, VHF, leicht MI	Vorhofflimmern
35	weiblich	63	rechts	VHF	Vorhofflimmern

Tab. 1: Hauptdiagnosen: ASD (Vorhofseptumdefekt), DKMP (Dilatative Kardiomyopathie), 1,2,3-GE (koronare Gefäßerkrankung), LSB (Linksschenkelblock), MI (Mitralinsuffizienz), MKP (Mitralklappenprolaps), MS (Mitralstenose), PTCA (Percutane Transluminale Coronare Angioplastie), PTV (Percutane Transluminale Valvuloplastie), SSS (Sick-Sinus-Syndrom), VHF (Vorhofflimmern), VSD (Ventrikelseptumdefekt)

2. Vorgehensweise bei der transösophagealen Echokardiographie (TEE)

Die Datenaufzeichnung erfolgt mit einem HP SONOS 1500 Endgerät (Hewlett-Packard, Palo Alto, USA), einer multiplanen Sonde mit einem rotierenden 5Mhz Schallkopf (HP Omni Plane), an den parallel ein TomTec-Echo-Scan (TomTec Imaging Systems Inc., München) angeschlossen ist. Die Aufzeichnung ist EKG getriggert erstellt worden.

Bei allen Patienten hat eine untersuchungsunabhängige klinische Indikation zur TEE bestanden und eine schriftliche Einwilligung für die Untersuchung vorgelegen. Alle Patienten sind in Rechtsseitenlage untersucht worden.

a. Bildakquisition in der TEE

In Retroflexionsstellung der Echsonde erlangen wir ca. 30 cm hinter den Schneidezähnen einen Vierkammerblick. Etwas tiefer mit einer Biegung der Sonde nach ventral, stellt sich die Kurzachsenaufnahme des Herzens dar. In dieser Position erscheint der posteriore Papillarmuskel am Bildschirmober- und der anteriore Muskel am Bildschirmunterrand. Diese Position wird häufig zur intraoperativen Funktionsdiagnostik des Herzens verwendet [33].

Für unsere Aufnahmen des linken Ventrikels stellen wir einen Längsachsenschnitt des linken Ventrikels ein. Durch vollständige Rotation der Sonde von 0-180° wird geprüft, dass die Längsachse in allen Schnitten gut getroffen und das Endokard gut abgrenzbar ist. Für unsere Aufnahmen des rechten Ventrikels wird die Sonde in 90°Position so gedreht, dass sich eine optimale Darstellung des rechten Ventrikels mit Ausflusstrakt von der Trikuspidalklappe bis zur Pulmonalklappe ergibt. Dann wird durch Rotation der Sonde geprüft, ob der rechte Ventrikel in allen Schnitten gut darstellbar ist. Die Aufzeichnung der Daten beginnt, wenn möglich, bei niedriger Herzfrequenz und bei geringer Bewegung des Patienten.

Die Datenakquisition erfolgt EKG-getriggert ohne Verzögerungszeit. Auf eine Atemtriggerung wird verzichtet, da sonst durch zu lange Datenakquisitionszeit die Gefahr des Verschiebens der Sonde zu groß ist. Um Bewegungsartefakte zu vermeiden, muss ein optimales, aber etwas flexibles (40-80 ms Schwankungsbreite) Zeitfenster für R-R-Intervalle gewählt werden. Ein fixer Zeitabschnitt mit zu geringer Schwankungsbreite würde bei irregulärem R-R-Intervall zur Verwerfung vieler Datensätze und somit zur Verlängerung der Aufnahmezeit führen, eine zu lange Schwankungsbreite zu starken Variationen der Schlagdauer mit entsprechender Streuung der Ventrikeldimensionen von Sektoraufnahme zu Sektoraufnahme. Im rekonstruierten Bild macht sich das u.a. durch Kontursprünge bemerkbar. Wir müssen daher einen Kompromiss zwischen potentiellen Bewegungsartefakten und Aufnahmezeit akzeptieren.

Ein Motor, durch ein zentrales Rechnelement im HP-SONOS 1500 gesteuert, rotiert die Ultraschallsonde, nachdem die Daten des EKG abgeglichen sind. Sobald ein Bildzyklus in einem EKG-Triggerintervall liegt, wird eine Akquisition der zweidimensionalen Bilder über die Videokette gestartet. Im nächsten Schritt rotiert der

Motor die Sonde um 3° zum folgenden Schnittbild, so dass eine neue Serie von Bildern erstellt werden kann. Dieser Vorgang wird 60 mal, bzw. über 60 R-R-Intervalle des EKGs wiederholt, so dass die Sonde insgesamt um 180° rotiert wird [18] (Abb.2).

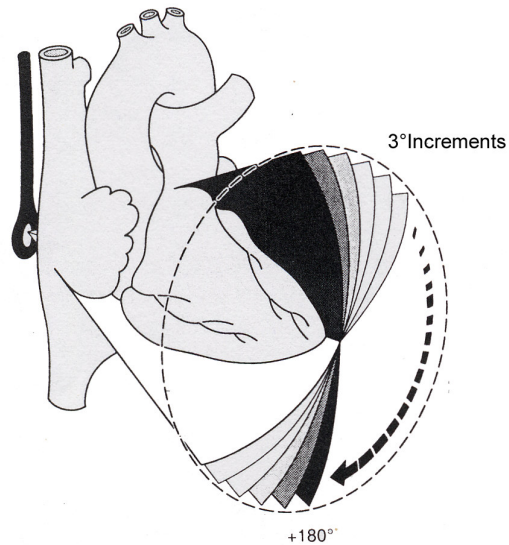
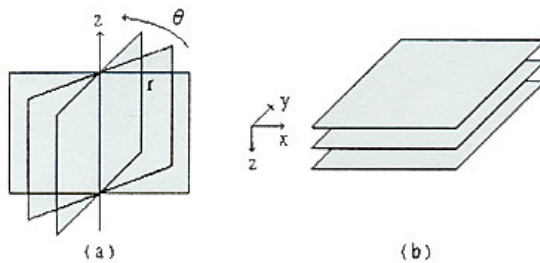


Abb. 2: Prinzip der Rotationssonde und der Bilderstellung [18]

b. Bildverarbeitung in der Echokardiographie

Um die so erstellten Aufnahmen bearbeiten zu können, müssen alle Bilder von einem konischen in ein kubisches Datensystem transformiert werden. Dies führt ein Rechner aus und soll hier nur theoretisch erläutert werden: J. R. Duann zeigt, dass man dies mit einfachen Berechnungen nachvollziehen kann. Das Hauptziel besteht darin, die Daten von einem polaren (r, θ, z) in ein kartesisches (x, y, z) Koordinatensystem zu transferieren [34].



$$G(x, y, z) = g(r, \theta, z)$$

$$x = r \cos(\theta)$$

$$y = r \sin(\theta)$$

$$z = z$$

Abb. 3: Umwandlung eines polaren in ein kartesisches Koordinatensystem [34]

Wobei sich G als Graustufe eines Voxels (dreidimensionales Bild- oder Volumenelement) in einer Position in z -Serien von Bildern im kartesischen, und g , als Graustufe eines Voxels, im polaren Koordinatensystem darstellt. Idealerweise ist die Datendichte innerhalb eines Würfels homogen, d.h. jedes Voxel repräsentiert eine diskrete, reale anatomische Information. Sind diese Voraussetzungen aufgrund der verwendeten Bildaufnahmetechnik nicht erfüllt, müssen diese Daten entsprechend modifiziert werden [35].

r stellt die Distanz zwischen dem Transducer und dem projizierten Punkt eines Voxels auf der x - y Ebene dar. θ stellt sich in unserem Falle mit 3° dar, d.h. es handelt sich um den Rotationswinkel zwischen zwei erstellten Schnittebenen. Aus diesem Ansatz heraus lässt sich nach den oben genannten Formeln jeder Punkt des polaren in ein

kartesisches Koordinaten System übertragen. Dieser umformatierte Datensatz wird im Programm Echo View 4.0 (TomTec Imaging Systems Inc., München) ausgewertet. Um Speicherplatz und vor allem Zeit zu sparen, wird nur der Teil des Herzens zur Verarbeitung herangezogen, der für die Untersuchung von Interesse ist (Region of Interest – ROI) . Weitere Möglichkeiten Speicherplatz und Zeit zu sparen, stellen die Auswahl von nur wenigen Zeitphasen dar, so dass nur die Bilder um die Systole und um die Diastole formatiert werden.

In dieser Studie ist nur das systolische und das diastolische Volumen von Interesse, wobei die diastolische Phase als der Ventrikel mit dem größten, die systolische Phase als der Ventrikel mit dem kleinsten Volumen definiert werden.

Nach der Bildoptimierung (Kontrast, Helligkeit, etc.), wird das digitale Bild der Systole und das der Diastole in sechs einzelne Scheiben zerschnitten. Diese Schnittebenen liegen orthogonal, zu einer vom Untersucher definierten Achse von der Mitral-, bzw. Tricuspidalklappenmitte zur Herzspitze. Die so erlangten Schnittebenen des Ventrikels werden mit der Maus markiert, so dass 6 verschiedene Flächen entstehen. Da die Schnittbildhöhen bekannt sind, kann der Computer diese mit der markierten Fläche multiplizieren (Simpson´s Scheibchensummation). Die Summe aus den einzelnen Volumina ergeben dann das Gesamtvolumen der zu bestimmenden Struktur. Die zu vermessenden Strukturen sind das Innenvolumen, die freien Wände des linken und rechten Ventrikels und das Kammerseptum. Die Papillarmuskeln sind ins Innenvolumen mit einbezogen. Die Trabekel, soweit in der Sonographie erkennbar, werden zum Myokard gezählt. Ob die basalste Schicht zu den Ventrikeln oder zur Klappenebene zählt, wird anhand des sagittalen Scouts (parallel zum interventrikularen Septums) entschieden. Um mögliche Messfehler gering zu halten, wird jede Struktur viermal gemessen und anschließend gemittelt. Nach jedem Messzyklus wird die Einstellung gelöscht und eine Längsachse und die dazugehörigen Schnittebenen neu definiert. Pro Ventrikel dauert dieses Vorgehen anfangs ca. 40 Minuten, später ist der Zeitaufwand auf ca. 15 Minuten verkürzt worden.

Dieselben Patienten werden durchschnittlich in einem Zeitraum von 6 Tagen im Anschluss an die TEE, nach Aufklärung und schriftlicher Einverständniserklärung, in der MRT untersucht. Es gelten die üblichen Ausschlusskriterien, wie Platzangst, Herzschrittmacher und metallische Gegenstände, die nicht MR-kompatibel sind und nicht entfernt werden können.

3. Vorgehensweise in der Magnetresonanztomographie

Das Patientenkollektiv der TEE wird in einem 1,5 Tesla Ganzkörper-Magnetresonanztomographen (ACS NT, Philips, Best, Niederlande) in Rückenlage mit einer spezifischen, aus 5 Elementen bestehenden Herzspule untersucht. Um potentiellen Bewegungsartefakten durch Herzschlag und Atmung des Patienten vorzubeugen, erstellen wir die Bilder in einer EKG-getriggerten T1-gewichteten Turbo-Gradientenecho-Sequenz in Atemanhaltetechnik. Dies hat den Vorteil einer kurzen Echozeit (TE), Repetitionszeit (TR) und eines kleinen Flip Winkels. Ein Nachteil dieser Methode ist allerdings ein abnehmendes Signal-zu-Rausch-Verhältnis von der ersten zur letzten abgebildeten Herzphase. Mit Turbo-Gradientenecho-Sequenzen kann fast immer eine sehr gute Bildqualität erreicht werden, obwohl eine Schicht in wenigen Sekunden (typischerweise 16 sec) aufgenommen wird [36]. Für die vorliegende Untersuchung beträgt die TE 2 msec., die TR 6 msec. und der Flip Winkel zwischen 25° und 35°. Wir verwenden eine Matrix mit 128 x 128 Pixel und eine Field of View (FOV) von 330 mm. Um den Herzschlag mit der Bildgebung zu synchronisieren, wird dem Patienten ein EKG, in diesem Falle ein zweidimensionales Vektor EKG, angelegt und mit dem Hauptrechner des MRT verbunden.

Nach zwei Übersichtsaufnahmen zur Beurteilung der genauen Lage und Achse des Herzens, wird am Rechner eine virtuelle Linie von der Herzspitze zur Herzbasis gezogen, die so genannte right anterior oblique (RO). Orthogonal zu dieser Linie erstellen wir die Kurzachsen.

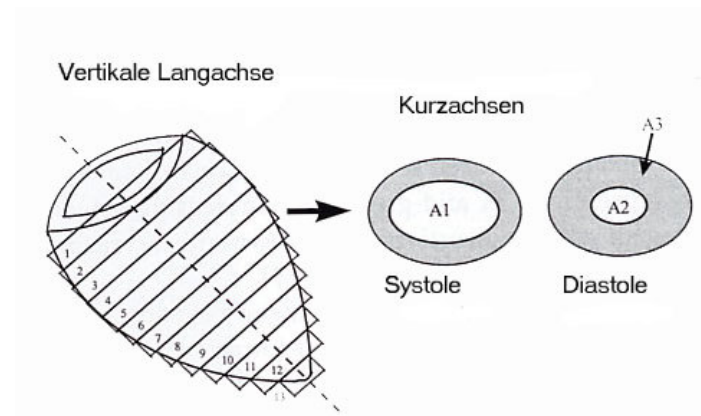


Abb. 4: Schnittebenen der Kurzachse [37]

a. Warum schnelle Gradienten-Echo Sequenzen?

Die schnellen Gradienten-Echos benutzen einen segmentierten k-Raum als Berechnungsbasis. Dieser Datenraum wird in die horizontale (kx) Frequenz- und die vertikale (ky) Phasenrichtung aufgeteilt. Jeder Zeile des k-Raums entspricht eine Messung und für jeden der verschiedenen Phasengradienten wird eine eigene Zeile aufgenommen. Das Bild wird mit der zweidimensionalen Fourier-Transformation aus einer vollständigen Aufnahmesequenz berechnet.

Diese Methode erstellt hochauflösende Bilder innerhalb einer einzelnen Atempause. Wenn der k-Raum, wie in unserem Falle mit einer 128x128 Matrixgröße, aufgelöst wird, werden diese 128 verschlüsselten Phasen in 16 Segmente mit je 8 verschlüsselten Phasen umgewandelt. Durch diese Vorgehensweise wird eine zeitliche Auflösung von 72 Millisekunden erreicht und es können bis zu 20 Bilder innerhalb eines Herzzyklus aufgenommen werden. Die Datenakquisition muss dann allerdings 16 mal (entsprechend der Anzahl der Segmente) wiederholt werden. Dadurch beträgt die gesamte Scan-Zeit 16 R-R-Intervalle entsprechend ca. 12 bis 16 Sekunden Atempause [38].

Für den Großteil der Patienten verläuft die Untersuchung völlig problemlos. Mit dieser einfachen Methode erlangt man ohne Verwendung von Kontrastmittel einen Datensatz von mehreren Herzphasen in parallel angeordneten Schichten.

b. Akquisition und Bildauswertung in der MRT

Die Daten-Akquisition erfolgt multiphasisch, in dem eine Schicht in Atemanhaltetechnik in allen Herzphasen vollständig aufgenommen wird. Dies wiederholen wir für jede erforderliche Schicht.

Diese Daten werden dann auf einen Computer transferiert (Sun Sparc Workstation, Sun Microsystems, Santa Clara, USA), der mit einem für Myokardkontur-Bestimmung entwickelten Programm „Mass“ (Leiden University Medical Center, Leiden, Niederlande) ausgestattet ist. Nach Durchsicht aller Herzphasen werden die Diastole und die Systole definiert. In einem ähnlichen Verfahren, wie schon bei der echokardiographischen Auswertung, werden die Ränder des Kammerseptums, des Epi- und Endokards des linken und des rechten Ventrikels mit der Maus umrandet. Die Papillarmuskeln werden wie im Echo dem Innenvolumen zugerechnet und die Trabekel - soweit abgrenzbar - werden zum Myokard gerechnet. In den Fällen, in denen nicht sicher beurteilt werden kann, ob die basalste Schicht zum zu messenden Volumen hinzugerechnet werden sollte oder, ob es sich um die Klappenebene handelt, wird eine genauere Analyse in der langen Achse vorgenommen. In dieser parallel zum interventrikulären Septum gelegenen Schichtung wird deutlich, zu welchem Herzanteil die basale Schnittebene nun gehört [39]. Dieser Vorgang ist jeweils 4 mal wiederholt worden. Der Computer errechnet dann mit der Scheibchen-Summationsmethode das jeweilige Volumen. Dieser Messvorgang beansprucht in der Anfangsphase ca. 20 Minuten, später ca. 10 Minuten.

4. Auswertung beider Ergebnisse

Die Datensätze werden unter folgenden Gesichtspunkten verglichen:

Wie weit weichen die Messergebnisse des linken und rechten Ventrikels voneinander ab? Kann man diese in einer Studie zusammenfassen? Wie sind die Übereinstimmungen der Ventrikel bei Sinusrhythmus und bei Vorhofflimmern?

Wie weit stimmen die gemessenen Parameter (Innenvolumen, Myokard und Septum) in der MRT und der TEE überein?

Zur Beantwortung dieser Fragen müssen zusätzliche Parameter berechnet werden:

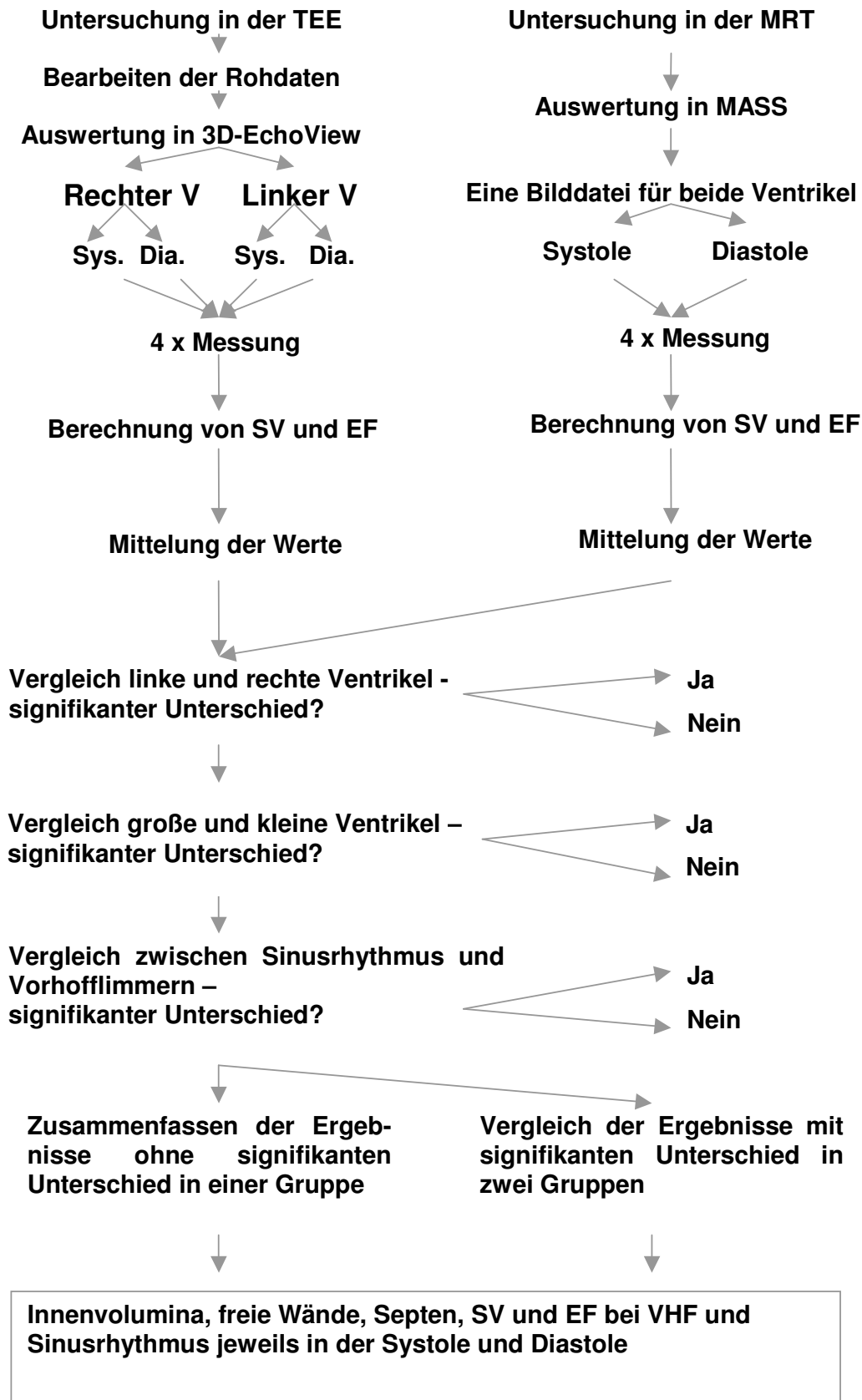
1. Erstellung der Mittelwerte der gemessenen Parameter.
2. Differenzen der diastolischen und systolischen Innenvolumina von TEE und MRT.
3. Mittlere diastolische und systolische Innenvolumina aus TEE und MRT.
4. Berechnung der diastolischen und systolischen Myokardvolumina aus der Differenz von Myokard- und Septumvolumina.
5. Differenzen der diastolischen und systolischen Volumina der freien Wände zwischen TEE und MRT.
6. Mittlere Volumina der freien Wände in der Diastole und Systole.
7. Differenzen der diastolischen und systolischen Septumvolumina zwischen TEE und MRT.
8. Berechnung der Ejektionsfraktionen:
$$EF = 1 - SV / EDV \text{ (Enddiastolisches Volumen)}$$
9. Differenzen der Ejektionsfraktionen zwischen TEE und MRT.
10. Mittlere Ejektionsfraktionen.
11. Berechnung der Schlagvolumina:
$$SV = \text{Enddiastolisches Volumen} - \text{Endsystolisches Volumen}$$
12. Differenzen der Schlagvolumina zwischen TEE und MRT.
13. Mittlere Schlagvolumina.

Zunächst werden die Werte der linken und der rechten Ventrikel mit dem unverbundenen T-Test verglichen, um zu sehen, ob sich die Daten signifikant unterscheiden. Es wird angenommen, dass $T > 2,00$ und $P < 0,05$ einen signifikanten Unterschied der Fehler zwischen beiden Gruppen aufzeigen und somit zu dem Ergebnis führen wird, dass beide Gruppen nicht zusammen verwendet werden dürfen.

Weiterhin wird ein Korrelationskoeffizient nach Pearson berechnet, um den Trend der Messungen beurteilen zu können.

Der eigentliche Vergleich bzw. die Beurteilung der Übereinstimmung wird mit der Bland-Altman Methode erstellt und graphisch dargestellt, da es sich hier um zwei indirekte Messmethoden handelt und der Korrelationskoeffizient nur den Trend, nicht die Übereinstimmung, beurteilt [40]. Mit dieser statistischen Methode werden die Differenzen zwischen Echokardiographie und MRT gegen die Mittelwerte von Echokardiographie und MRT in eine X-Y Grafik eingetragen. So kann beurteilt werden, wie sich die einzelnen Volumenmessungen der beiden Methoden unterscheiden, ob dieser Unterschied vom errechneten Mittelwert abhängt und, ob die mittlere Differenz stark von Null abweicht bzw. auf einen systematischen Fehler hinweist. Bei der Bland-Altman Grafik werden deshalb zur Beurteilung die mittleren Differenzen und Konfidenzintervalle erstellt. In unserem Fall werden statt der Konfidenzintervalle die 10%-Perzentile und die 90%-Perzentile der Messungen eingetragen. Die Überlegung ist, dass die Stichprobe relativ klein ist, und auch eine Normalverteilung der Differenzen nicht sicher vorausgesetzt werden kann.

5. Schematische Darstellung der Methoden



III. Ergebnisse

1. Tabellarische Zusammenfassung der Ergebnisse

a. Ergebnisse der TEE bei Sinusrhythmus

Patient Nr.	rv=2 lv=1	Innenvol Dia	Freiwand Dia	Septum Dia	Innenvol Sys	Freiwand Sys	Septum Sys	EF	SV
1	2	123,95	99,49	59,46	96,43	108,31	53,67	0,22	27,53
2	1	130,50	108,49	57,17	90,63	144,97	50,51	0,31	39,88
3	1	132,83	122,97	50,83	47,95	140,78	41,53	0,63	84,88
4	2	131,18	63,38	74,79	48,26	54,55	47,92	0,63	82,92
7	1	61,75	63,01	27,07	32,98	60,52	17,08	0,44	28,77
9	2	158,95	47,57	57,74	46,64	70,30	44,19	0,70	112,31
10	2	88,96	33,33	27,77	37,96	35,75	40,77	0,57	51,00
11	2	77,71	38,83	35,52	42,33	44,37	35,77	0,45	35,37
12	2	106,78	52,96	47,56	45,97	45,74	36,52	0,57	60,81
15	2	89,24	36,99	30,17	25,32	26,83	21,03	0,72	63,92
16	2	164,10	43,07	60,56	40,03	46,49	41,56	0,76	124,07
17	2	180,45	56,87	53,60	73,19	62,69	41,33	0,59	107,27
18	2	68,07	61,91	29,00	15,98	51,21	20,46	0,77	52,09
19	2	294,80	187,17	84,78	171,68	186,58	63,57	0,42	123,13
20	2	156,55	109,73	34,84	70,91	111,41	29,69	0,54	85,65
21	2	93,13	36,14	32,37	22,38	39,36	22,72	0,76	70,75
22	2	118,23	167,97	47,18	63,05	145,26	36,82	0,46	55,18
23	2	102,40	88,43	53,13	80,40	77,18	42,35	0,20	22,00
25	2	81,86	40,00	30,22	39,06	43,22	35,20	0,52	42,80
29	2	136,25	51,65	30,18	52,41	79,78	24,69	0,62	83,84
30	1	91,93	37,35	26,84	38,03	36,34	25,49	0,59	53,90
31	2	134,05	52,75	54,90	73,31	85,12	52,41	0,45	60,75
32	1	152,37	85,47	53,89	60,25	128,49	51,73	0,61	92,11
41	2	124,19	95,71	45,43	85,41	149,36	43,29	0,31	38,78
42	1	129,85	178,19	35,34	73,41	133,02	30,57	0,43	56,44
45	1	110,51	73,63	42,08	45,35	101,15	33,17	0,59	65,15

Tab. 2: Ergebnisse der TEE bei Sinusrhythmus

b. Ergebnisse der TEE bei Vorhofflimmern

Patient Nr.	rv=2 lv=1	Innenvol Dia	Freiwand Dia	Septum Dia	Innenvol Sys	Freiwand Sys	Septum Sys	EF	SV
5	2	61,79	49,63	25,96	31,85	41,44	21,49	0,48	29,94
6	2	69,26	41,87	37,43	27,82	33,71	20,41	0,60	41,43
8	2	176,08	87,16	58,06	61,80	106,08	39,17	0,65	114,28
13	2	134,20	47,09	61,71	56,13	54,52	39,86	0,58	78,08
14	2	247,50	126,68	47,47	93,35	110,00	31,22	0,62	154,15
24	2	74,72	33,39	37,52	28,38	46,95	20,78	0,62	46,34
26	2	113,74	42,81	35,98	54,31	40,29	25,98	0,52	59,43
27	1	90,46	54,11	36,75	45,36	47,54	26,39	0,50	45,10
33	2	167,64	48,53	55,01	102,92	43,27	42,12	0,38	64,72
34	1	157,11	95,80	56,20	90,88	113,86	52,42	0,42	66,24
37	2	81,42	94,20	50,71	54,46	55,88	44,58	0,33	26,96
38	1	93,48	90,88	54,33	48,59	90,68	47,01	0,47	44,89
43	2	174,20	49,43	83,02	117,07	127,89	42,44	0,33	57,13
44	1	128,85	144,24	78,36	72,49	107,17	50,64	0,43	56,37
46	1	251,45	122,13	63,50	185,92	119,47	45,72	0,26	65,53
47	1	213,90	144,70	64,13	126,10	175,53	53,85	0,41	87,81
48	1	404,27	154,10	61,86	302,03	173,46	56,55	0,25	102,24
49	1	55,62	75,07	32,44	29,36	66,74	26,41	0,47	26,27

Tab. 3: Ergebnisse der TEE bei Vorhofflimmern

c. Ergebnisse der MRT bei Sinusrhythmus

Patient Nr.	rv=2 lv=1	Innenvol Dia	Freiwand Dia	Septum Dia	Innenvol Sys	Freiwand Sys	Septum Sys	EF	SV
1	2	111,37	85,49	54,79	83,02	96,64	46,35	0,25	28,36
2	1	129,72	97,95	54,79	85,37	133,52	46,35	0,33	44,36
3	1	121,57	117,95	46,16	43,65	133,20	38,42	0,64	77,92
4	2	117,56	55,81	67,26	40,33	50,45	43,01	0,66	77,24
7	1	59,06	60,12	25,75	30,98	56,20	17,53	0,47	28,09
9	2	147,22	43,44	53,72	41,10	61,71	40,70	0,72	106,12
10	2	100,11	39,13	30,59	44,11	40,21	42,30	0,56	56,00
11	2	90,37	47,75	38,67	48,66	51,67	40,13	0,46	41,71
12	2	120,12	56,02	50,42	53,88	51,31	38,56	0,55	66,24
15	2	84,98	32,15	27,01	22,15	23,34	19,94	0,74	62,83
16	2	157,75	39,28	55,95	34,99	43,03	35,52	0,78	122,76
17	2	186,09	59,68	58,66	84,51	65,99	45,98	0,55	101,58
18	2	70,23	65,43	30,96	20,11	57,56	24,15	0,71	50,12
19	2	308,23	207,23	90,39	194,58	205,00	69,50	0,37	113,65
20	2	142,49	96,63	31,32	61,72	98,69	25,88	0,57	80,77
21	2	104,39	40,76	37,45	25,75	47,96	24,05	0,75	78,64
22	2	107,79	157,66	45,70	52,53	124,59	32,38	0,51	55,27
23	2	95,28	80,85	49,29	70,27	66,70	39,12	0,26	25,02
25	2	87,85	44,38	33,80	42,10	49,52	38,46	0,52	45,76
29	2	143,05	56,70	32,84	59,39	88,24	27,25	0,58	83,66
30	1	95,57	38,92	29,31	40,73	40,59	27,84	0,57	54,84
31	2	120,81	47,20	50,99	65,20	77,92	47,36	0,46	55,61
32	1	148,43	78,12	50,99	55,13	122,43	47,36	0,63	93,30
41	2	107,26	85,88	42,91	75,94	139,91	43,54	0,29	31,32
42	1	124,91	174,17	31,08	66,81	128,10	28,53	0,46	58,09
45	1	101,94	67,31	40,93	41,97	95,14	30,68	0,59	59,97

Tab. 4: Ergebnisse der TEE bei Vorhofflimmern

d. Ergebnisse der MRT bei Vorhofflimmern

Patient Nr.	rv=2 lv=1	Innenvol Dia	Freiwand Dia	Septum Dia	Innenvol Sys	Freiwand Sys	Septum Sys	EF	SV
5	2	73,11	56,92	30,33	38,04	48,36	23,82	0,48	35,07
6	2	80,32	55,40	32,03	37,27	42,76	23,33	0,53	43,06
8	2	154,96	75,74	51,41	51,61	87,97	36,50	0,67	103,35
13	2	118,57	37,80	57,75	45,89	44,04	37,09	0,61	72,68
14	2	277,87	150,15	53,07	114,86	132,18	37,63	0,59	163,01
24	2	63,10	28,73	33,88	22,58	40,07	18,81	0,64	40,52
26	2	133,02	50,50	41,15	65,27	49,92	29,46	0,51	67,75
27	1	99,93	60,85	41,12	52,44	57,26	29,46	0,48	47,50
33	2	197,14	57,79	59,05	122,66	53,22	50,76	0,38	74,48
34	1	170,65	111,41	59,05	103,21	123,76	50,76	0,40	67,44
37	2	97,08	106,60	59,10	63,09	68,44	50,56	0,35	33,99
38	1	106,36	97,76	59,10	53,98	102,94	50,56	0,49	52,38
43	2	151,49	40,12	70,87	97,63	111,68	45,74	0,36	53,86
44	1	116,21	129,41	70,87	66,15	93,26	45,74	0,43	50,06
46	1	284,69	133,91	67,22	203,76	136,62	48,88	0,28	80,93
47	1	219,95	152,38	65,61	135,34	187,40	52,09	0,38	84,61
48	1	421,58	167,55	68,03	342,16	200,01	63,86	0,19	79,42
49	1	51,65	72,02	30,76	26,46	64,90	23,28	0,49	25,19

Tab. 5: Ergebnisse der MRT bei Vorhofflimmern

e. Differenzen der TEE und MRT Ergebnisse bei Sinusrhythmus

Patient Nr.	rv=2 lv=1	Innenvol Dia	Freiwand Dia	Septum Dia	Innenvol Sys	Freiwand Sys	Septum Sys	EF	SV
1	2	12,58	14,00	4,67	13,41	11,67	7,31	-0,03	-0,83
2	1	0,78	10,54	2,38	5,26	11,45	4,15	-0,03	-4,48
3	1	11,26	5,02	4,68	4,30	7,58	3,11	-0,01	6,96
4	2	13,61	7,58	7,53	7,93	4,11	4,92	-0,02	5,68
7	1	2,69	2,89	1,31	2,01	4,32	-0,45	-0,04	0,68
9	2	11,74	4,13	4,02	5,54	8,59	3,49	-0,02	6,20
10	2	-11,16	-5,80	-2,82	-6,16	-4,46	-1,53	0,01	-5,00
11	2	-12,67	-8,92	-3,15	-6,33	-7,30	-4,36	-0,01	-6,34
12	2	-13,34	-3,05	-2,86	-7,91	-5,57	-2,04	0,02	-5,43
15	2	4,26	4,84	3,17	3,17	3,49	1,09	-0,02	1,09
16	2	6,35	3,79	4,61	5,04	3,46	6,04	-0,02	1,31
17	2	-5,64	-2,81	-5,06	-11,32	-3,30	-4,66	0,05	5,69
18	2	-2,16	-3,52	-1,96	-4,13	-6,35	-3,69	0,05	1,97
19	2	-13,43	-20,06	-5,62	-22,91	-18,42	-5,92	0,05	9,48
20	2	14,07	13,10	3,53	9,19	12,72	3,81	-0,02	4,88
21	2	-11,26	-4,63	-5,08	-3,37	-8,61	-1,33	0,01	-7,89
22	2	10,44	10,32	1,48	10,52	20,67	4,44	-0,05	-0,09
23	2	7,12	7,57	3,84	10,13	10,49	3,23	-0,06	-3,02
25	2	-5,99	-4,38	-3,58	-3,03	-6,30	-3,26	0,00	-2,96
29	2	-6,80	-5,05	-2,67	-6,98	-8,46	-2,56	0,03	0,17
30	1	-3,64	-1,57	-2,47	-2,70	-4,25	-2,35	0,01	-0,94
31	2	13,24	5,55	3,91	8,11	7,21	5,05	-0,01	5,14
32	1	3,94	7,35	2,90	5,13	6,06	4,37	-0,02	-1,19
41	2	16,93	9,84	2,53	9,48	9,45	-0,25	0,02	7,46
42	1	4,94	4,01	4,26	6,60	4,92	2,04	-0,03	-1,66
45	1	8,57	6,33	1,15	3,38	6,02	2,50	0,00	5,19

Tab. 6: Differenzen der TEE und MRT Ergebnisse bei Sinusrhythmus

f. Differenzen der TEE und MRT Ergebnisse bei Vorhofflimmern

Patient Nr.	rv=2 lv=1	Innenvol Dia	Freiwand Dia	Septum Dia	Innenvol Sys	Freiwand Sys	Septum Sys	EF	SV
5	2	-11,32	-7,29	-4,37	-6,19	-6,92	-2,33	0,00	-5,13
6	2	-11,07	-13,53	5,40	-9,44	-9,05	-2,92	0,06	-1,63
8	2	21,12	11,42	6,65	10,19	18,11	2,67	-0,02	10,93
13	2	15,63	9,29	3,96	10,24	10,48	2,76	-0,03	5,39
14	2	-30,37	-23,48	-5,60	-21,51	-22,18	-6,41	0,04	-8,86
24	2	11,62	4,66	3,64	5,80	6,87	1,97	-0,02	5,82
26	2	-19,28	-7,69	-5,17	-10,96	-9,64	-3,49	0,01	-8,32
27	1	-9,47	-6,74	-4,37	-7,08	-9,72	-3,07	0,02	-2,40
33	2	-29,50	-9,26	-4,05	-19,75	-9,96	-8,64	0,00	-9,76
34	1	-13,54	-15,61	-2,86	-12,34	-9,89	1,66	0,03	-1,21
37	2	-15,65	-12,40	-8,39	-8,63	-12,56	-5,98	-0,02	-7,03
38	1	-12,88	-6,88	-4,77	-5,39	-12,26	-3,56	-0,02	-7,49
43	2	22,71	9,31	12,15	19,44	16,22	-3,30	-0,03	3,26
44	1	12,64	14,83	7,49	6,33	13,91	4,91	0,00	6,31
46	1	-33,24	-11,79	-3,72	-17,84	-17,16	-3,16	-0,02	-15,40
47	1	-6,05	-7,68	-1,48	-9,24	-11,88	1,76	0,03	3,19
48	1	-17,31	-13,45	-6,17	-40,13	-26,55	-7,31	0,06	22,82
49	1	3,97	3,05	1,67	2,89	1,85	3,14	-0,02	1,08

Tab. 7: Differenzen der TEE und MRT Ergebnisse bei Vorhofflimmern

g. Prozentuale Abweichung der Differenzen (TEE und MRT) von den errechneten Mittelwerten (TEE und MRT) bei Sinusrhythmus

Patient Nr.	rv=2 lv=1	Innenvol Dia	Freiwand Dia	Septum Dia	Innenvol Sys	Freiwand Sys	Septum Sys	EF	SV
1	2	10,69	15,14	8,18	14,94	11,39	14,62	-13,90	-2,97
2	1	0,60	10,21	4,25	5,98	8,22	8,57	-8,58	-10,64
3	1	8,85	4,17	9,64	9,38	5,53	7,78	-0,91	8,55
4	2	10,95	12,72	10,60	17,90	7,82	10,82	-3,79	7,10
7	1	4,45	4,69	4,97	6,27	7,40	-2,60	-8,32	2,40
9	2	7,67	9,08	7,20	12,63	13,02	8,22	-2,62	5,67
10	2	-11,80	-16,01	-9,66	-15,01	-11,73	-3,68	2,48	-9,35
11	2	-15,07	-20,61	-8,48	-13,90	-15,20	-11,48	-2,05	-16,45
12	2	-11,76	-5,60	-5,83	-15,85	-11,47	-5,43	3,19	-8,55
15	2	4,89	14,02	11,07	13,35	13,91	5,31	-3,08	1,72
16	2	3,95	9,20	7,92	13,43	7,74	15,67	-2,89	1,06
17	2	-3,07	-4,82	-9,01	-14,36	-5,13	-10,66	8,43	5,44
18	2	-3,12	-5,52	-6,55	-22,89	-11,68	-16,53	7,39	3,85
19	2	-4,45	-10,17	-6,41	-12,51	-9,41	-8,90	12,50	8,00
20	2	9,41	12,70	10,66	13,86	12,11	13,71	-3,91	5,86
21	2	-11,40	-12,04	-14,56	-14,01	-19,71	-5,70	0,82	-10,56
22	2	9,23	6,34	3,19	18,21	15,32	12,84	-9,75	-0,15
23	2	7,20	8,95	7,50	13,45	14,58	7,94	-25,05	-12,83
25	2	-7,06	-10,38	-11,19	-7,47	-13,59	-8,85	0,54	-6,69
29	2	-4,87	-9,33	-8,46	-12,48	-10,07	-9,86	5,04	0,21
30	1	-3,88	-4,11	-8,81	-6,85	-11,06	-8,81	2,24	-1,72
31	2	10,39	11,11	7,39	11,71	8,84	10,13	-1,35	8,83
32	1	2,62	8,99	5,53	8,88	4,83	8,82	-3,49	-1,28
41	2	14,63	10,83	5,72	11,75	6,53	-0,57	5,52	21,27
42	1	3,88	2,28	12,83	9,41	3,77	6,91	-6,69	-2,89
45	1	8,07	8,98	2,78	7,74	6,13	7,82	0,14	8,29

Tab. 8: Prozentuale Abweichung der Differenzen von den errechneten Mittelwerten bei Sinusrhythmus

h. Prozentuale Abweichung der Differenzen (TEE und MRT) von den errechneten Mittelwerten (TEE und MRT) bei Vorhofflimmern

Patient Nr.	rv=2 lv=1	Innenvol Dia	Freiwand Dia	Septum Dia	Innenvol Sys	Freiwand Sys	Septum Sys	EF	SV
5	2	-16,79	-13,68	-15,52	-17,72	-15,42	-10,27	0,53	-15,78
6	2	-14,80	-27,81	15,54	-29,01	-23,67	-13,35	11,15	-3,85
8	2	12,76	14,02	12,15	17,98	18,67	7,06	-2,80	10,04
13	2	12,37	21,89	6,64	20,07	21,27	7,18	-5,33	7,15
14	2	-11,56	-16,96	-11,13	-20,66	-18,31	-18,62	5,92	-5,59
24	2	16,86	14,99	10,20	22,75	15,80	9,94	-3,59	13,41
26	2	-15,62	-16,48	-13,40	-18,33	-21,36	-12,57	2,67	-13,08
27	1	-9,95	-11,72	-11,22	-14,47	-18,55	-10,99	4,50	-5,17
33	2	-16,18	-17,42	-7,09	-17,51	-20,64	-18,59	0,01	-14,02
34	1	-8,26	-15,06	-4,95	-12,71	-8,33	3,22	6,27	-1,80
37	2	-17,54	-12,35	-15,27	-14,68	-20,21	-12,58	-6,04	-23,05
38	1	-12,89	-7,29	-8,41	-10,51	-12,67	-7,29	-4,30	-15,40
43	2	13,94	20,79	15,79	18,11	13,54	-7,49	-8,43	5,88
44	1	10,31	10,84	10,04	9,14	13,88	10,18	0,12	11,85
46	1	-12,40	-9,21	-5,70	-9,15	-13,40	-6,69	-8,70	-21,03
47	1	-2,79	-5,17	-2,28	-7,07	-6,54	3,33	6,44	3,70
48	1	-4,19	-8,36	-9,50	-12,46	-14,22	-12,13	29,18	25,12
49	1	7,41	4,14	5,29	10,36	2,80	12,63	-3,27	4,20

Tab. 9: Prozentuale Abweichung der Differenzen von den errechneten Mittelwerten bei Vorhofflimmern

Die für unsere Studie ermittelten Daten werden mittels T-Test für unabhängige Stichproben überprüft und in einen Bland-Altman-Plot transferiert.

2. Besteht ein signifikanter Unterschied zwischen rechten und linken Ventrikeln?

Der T-Test für unverbundene Stichproben zum Vergleich von rechten und linken Ventrikeln, gemessen an den Differenzen der jeweiligen Parameter von Echokardiographie und Magnetresonanztomographie, ergibt folgende T- und P-Werte für die Testgrößen:

		T	P
Diastole	Differenzen der Innenvolumina	-0,56	0,57
	Differenzen der freien Wände	-0,03	0,98
	Differenzen der Septen	-0,25	0,81
Systole	Differenzen der Innenvolumina	-0,87	0,39
	Differenzen der freien Wände	-0,7	0,49
	Differenzen der Septen	0,82	0,42
Ejektionsfraktionen	Differenzen	-0,1	0,92
Schlagvolumina	Differenzen	0,3	0,76

Tab. 10: Vergleich rechte und linke Ventrikel

Es wird davon ausgegangen, dass $T > 2,00$ und $P < 0,05$ sein muss, wenn es einen signifikanten Unterschied zwischen den Messergebnissen der rechten und linken Ventrikel gibt. Alle T- und P-Werte erfüllen dieses Kriterium nicht, so dass die Hypothese beibehalten werden kann, dass sich rechte und linke Ventrikel bezüglich der Messfehler nicht unterscheiden. Die Ergebnisse für rechte und linke Ventrikel werden deshalb gepoolt weiter analysiert und dargestellt.

3. Besteht ein signifikanter Unterschied zwischen großen und kleinen Ventrikeln?

Wir gehen davon aus, dass sich die Messergebnisse großer und kleiner Ventrikel nicht unterscheiden, da wir in unserer Studie keine extrem kleinen und keine extrem großen Herzen untersuchen. Die Differenzen der gemessenen Volumina verändern sich proportional zum Gesamtvolumen, d.h. ein kleines Innenvolumen hat auch ein kleines Differenzvolumen zwischen MRT und TEE, und ein großes Innenvolumen hat ein entsprechend größeres Differenzvolumen. Beide Volumina sind im Verhältnis zueinander in etwa gleich groß. Zum Vergleich werden die Messergebnisse anhand der diastolischen Innenvolumina der Größe nach geordnet und anschließend die Kategorien „kleine Ventrikel“ und „große Ventrikel“ eingestuft. Hierbei ist zu beachten, dass die anderen Parameter, wie freie Wände, Septen, etc. nicht adäquat berücksichtigt werden. Man müsste alle Ventrikel jeweils nach einem der acht Parameter der Größe nach sortieren. Da aber Herzventrikel alle im Verhältnis gleich aufgebaut sind, werden wir nur anhand der diastolischen Innenvolumina sortieren. Mittels T-Test für unverbundene Stichproben belegen wir, dass sich die Gruppe der großen und die der kleinen Ventrikel in beiden Methoden nicht signifikant unterscheiden. Die beiden Gruppen haben dann keinen signifikanten Unterschied, wenn $T < 2,00$ und $P > 0,05$ ist.

Differenzen zwischen MRT und TEE	Standardabweichung kleiner Volumina	Standardabweichung großer Volumina	T	P
Innenvolumen Dia	10,79	16,82	-0,62	0,54
Freie Wände Dia	7,73	11,37	-0,3	0,76
Septen Dia	3,88	5,21	-1,67	0,1
Innenvolumen Sys	7,3	14,76	0,49	0,62
Freie Wände Sys	9,12	13,29	-0,33	0,74
Septen Sys	3,33	4,66	-0,95	0,34
EF	0,03	0,03	-0,3	0,76
SV	4,53	7,94	-2,24	0,03

Tab. 11: Vergleich große und kleine Ventrikel

Insgesamt sind die Standardabweichungen der kleinen Ventrikel im Trend kleiner als die der großen Ventrikel. Signifikante Unterschiede (marginal im P-Wert) ergeben sich nur in den Schlagvolumina.

4. Besteht ein signifikanter Unterschied zwischen Ventrikeln mit Sinusrhythmus und Vorhofflimmern?

Wir nehmen an, dass sich die Messfehler der Ventrikelvolumina in Bezug auf Sinusrhythmus und Vorhofflimmern signifikant unterscheiden. Die Differenzen der jeweiligen Parameter, die im Echo und im MRT gemessen worden sind, werden im T-Test für unverbundene Stichproben untersucht.

		T	P
Diastole	Differenzen der Innenvolumina	2,16	0,036
	Differenzen der freien Wände	2,44	0,019
	Differenzen der Septen	0,94	0,35
Systole	Differenzen der Innenvolumina	2,25	0,029
	Differenzen der freien Wände	2,2	0,033
	Differenzen der Septen	2,21	0,033
Ejektionsfraktionen	Differenzen	-0,99	0,327
Schlagvolumina	Differenzen	0,65	0,519

Tab. 12: Vergleich der Ventrikel mit Sinusrhythmus und VHF

Da bei den Rohdaten $T > 2,00$ und $P < 0,05$ beträgt (außer für die Septalvolumina der Diastole), kann davon ausgegangen werden, dass sich die Ergebnisse signifikant unterscheiden, und daher die Gruppen getrennt behandelt werden sollten. Die Septalvolumina zeigen in der Diastole einen geringen Unterschied, da die Diastole sowohl bei kurzen als auch bei langen Herzzyklen stabil und das Septum immer gut darstellbar ist. Die Ejektionsfraktionen und die Schlagvolumina unterliegen infolge der Fehlerfortpflanzung aus mehreren fehlerhaften Werten einem größeren Fehlerauschlag, so dass sich hier kein signifikanter Unterschied ergibt.

5. Gruppenaufteilung der Auswertungen

Innerhalb der Darstellungen werden die Gruppe der rechten und linken Ventrikel grafisch unterschieden. Eine Subgruppenanalyse erfolgt ausschließlich für die Patienten mit Sinusrhythmus (n=26) und Vorhofflimmern (n=18). Von den ursprünglichen 49 Messreihen (37 Patienten) werden 5 Messreihen (3 Patienten) wegen nicht auswertbarer Messungen aus der Studie herausgenommen.

Der Bland-Altman-Plot zeigt auf der Abszisse die Mittelwerte der jeweiligen Volumina bzw. Ejektionsfraktionen von der MRT und der TEE. Auf der Ordinate werden die Differenzen der beiden Volumina, bzw. Ejektionsfraktionen wiedergegeben. Zusätzlich wird sowohl das 10%- und 90%-Perzentil, als auch der Mittelwert der Differenzen berechnet und in die Grafik miteinbezogen. Wir vergleichen die jeweiligen Volumina und die daraus errechneten Parameter im Sinusrhythmus und Vorhofflimmern.

6. Diastole:

a. Innenvolumina

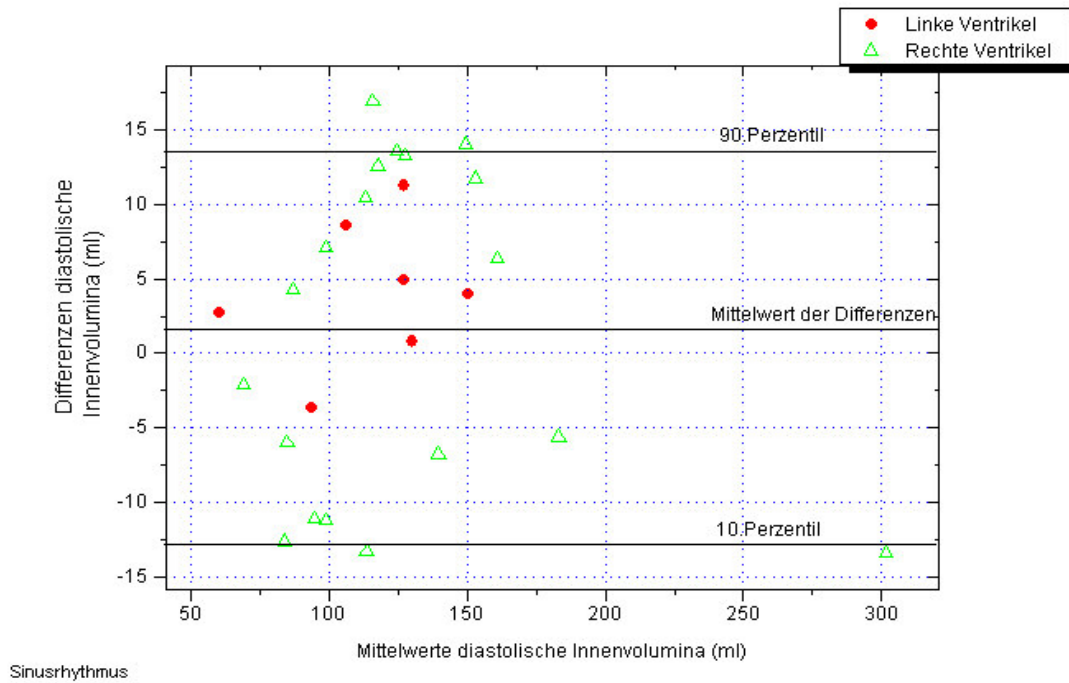


Abb. 5: Diastolische Innenvolumina bei **Sinusrhythmus** n=26.

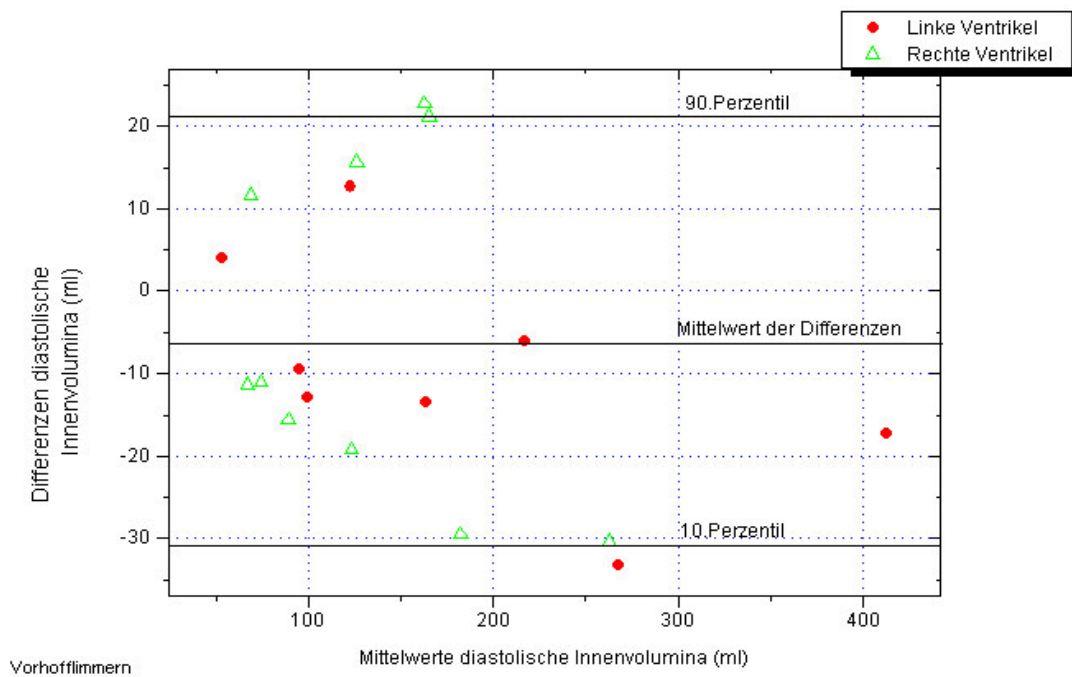


Abb. 6: Diastolische Innenvolumina bei **Vorhofflimmern** n=18.

In **Abb. 5 und Abb. 6** erkennt man einen größeren systematischen Fehler bei den arrhythmischen Innenvolumina - hier dargestellt in den Mittelwerten der Differenzen - die bei Sinusrhythmus = +2,16ml und bei Vorhofflimmern = -6,77ml betragen. Die Standardabweichung bei Sinusrhythmus ist = +9,77ml und bei Vorhofflimmern ist = +17,54ml. Das heißt, sie unterscheiden sich fast um das Doppelte. Die Ausdehnung der Differenzen, gemessen von der 10%- bis zur 90%-Perzentile, reicht beim Sinusrhythmus von -12,87ml bis +13,75ml. Bei Vorhofflimmern ist diese Spanne fast doppelt so groß, zwischen -30,65ml und +21,28ml.

b. Freie Wände

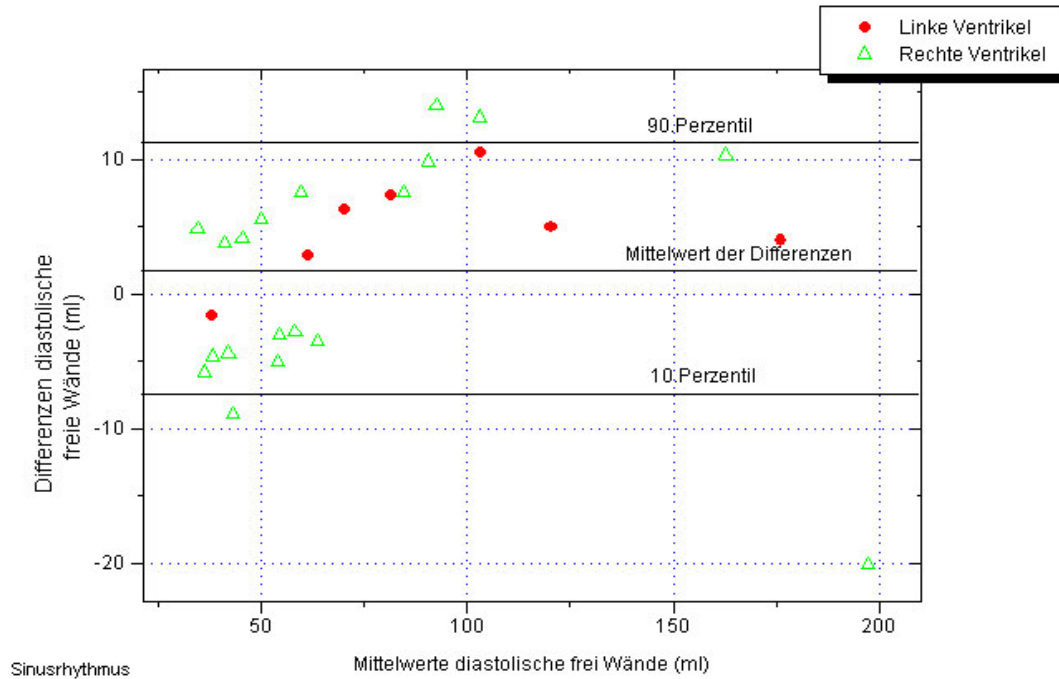


Abb. 7: Diastolische freie Wände bei **Sinusrhythmus** n=26

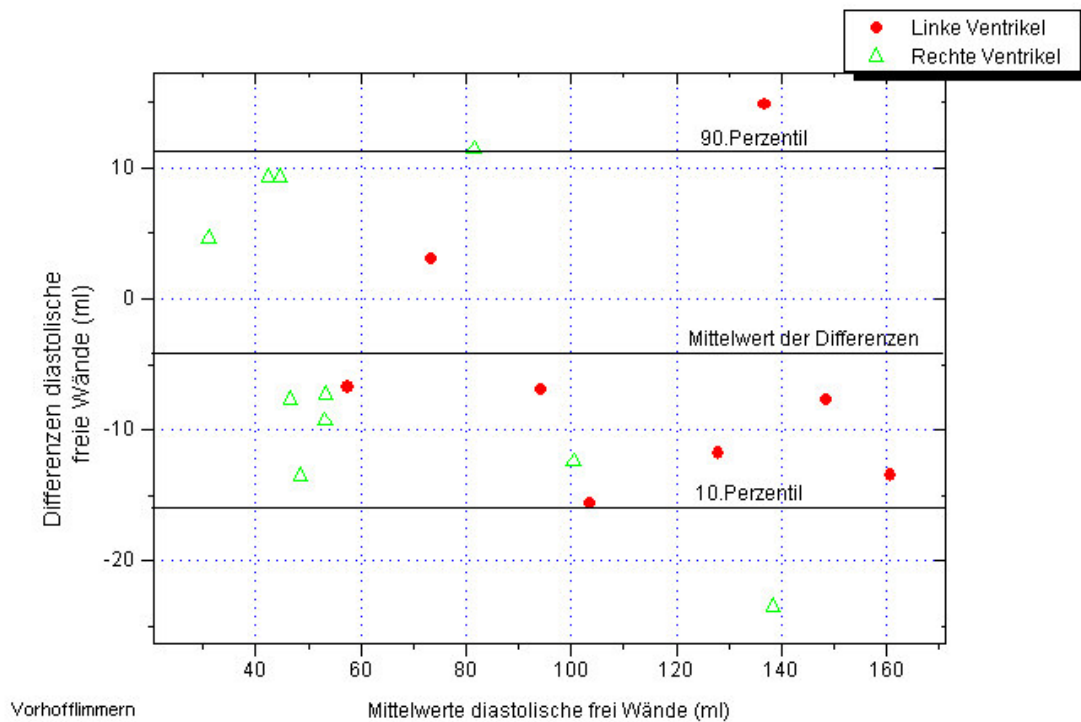


Abb. 8: Diastolische freie Wände bei **Vorhofflimmern** n=18

In **Abb. 7 und Abb. 8** werden die Massenvolumina der freien Wände in der Diastole verglichen, d.h. die Differenz aus Myokard des linken oder rechten Ventrikels und des Septums. Der systematische Fehler bei Sinusrhythmus ist = +2,2ml und bei Vorhofflimmern ist = -4,62ml. Er unterscheidet sich somit um den Faktor 2. Die Standardabweichung für die freien Wände ist bei Sinusrhythmus = +7,78ml und bei Vorhofflimmern = +10,76ml. Die große Streuung drückt sich auch in den Werten der 10%- und 90%-Perzentile aus. Bei Sinusrhythmus liegt die 10%-Perzentile bei -6,74ml, die 90%-Perzentile bei +11,31ml, bei Vorhofflimmern liegt die 10%-Perzentile bei -16,39ml und die 90%-Perzentile bei +11,76ml.

c. Septen

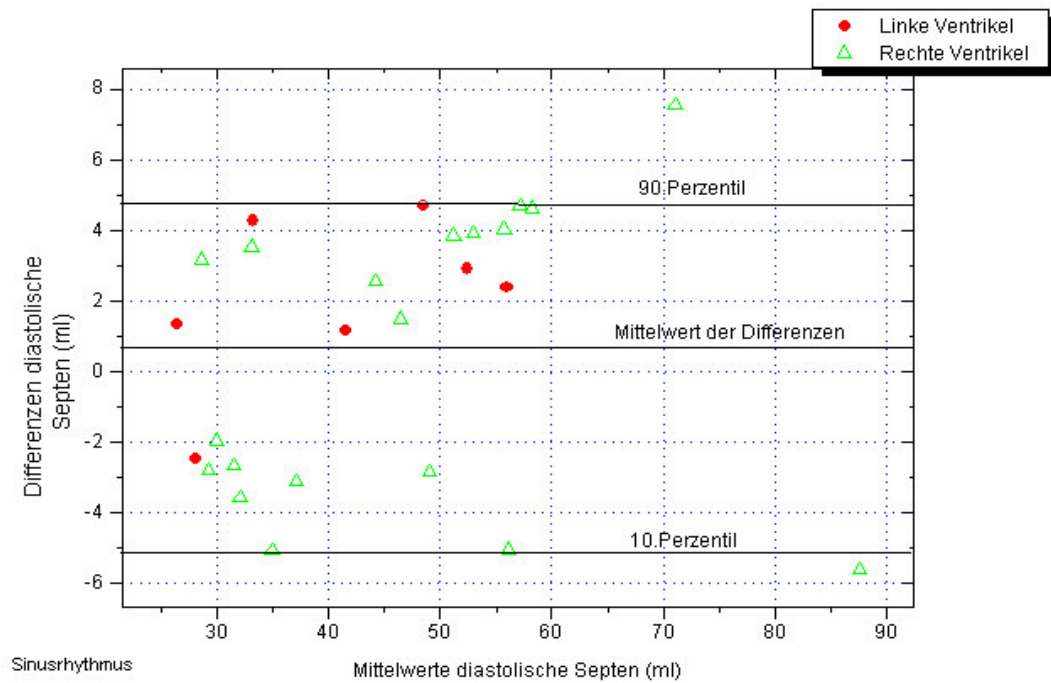


Abb. 9: Diastolische Septen bei **Sinusrhythmus**, n=26

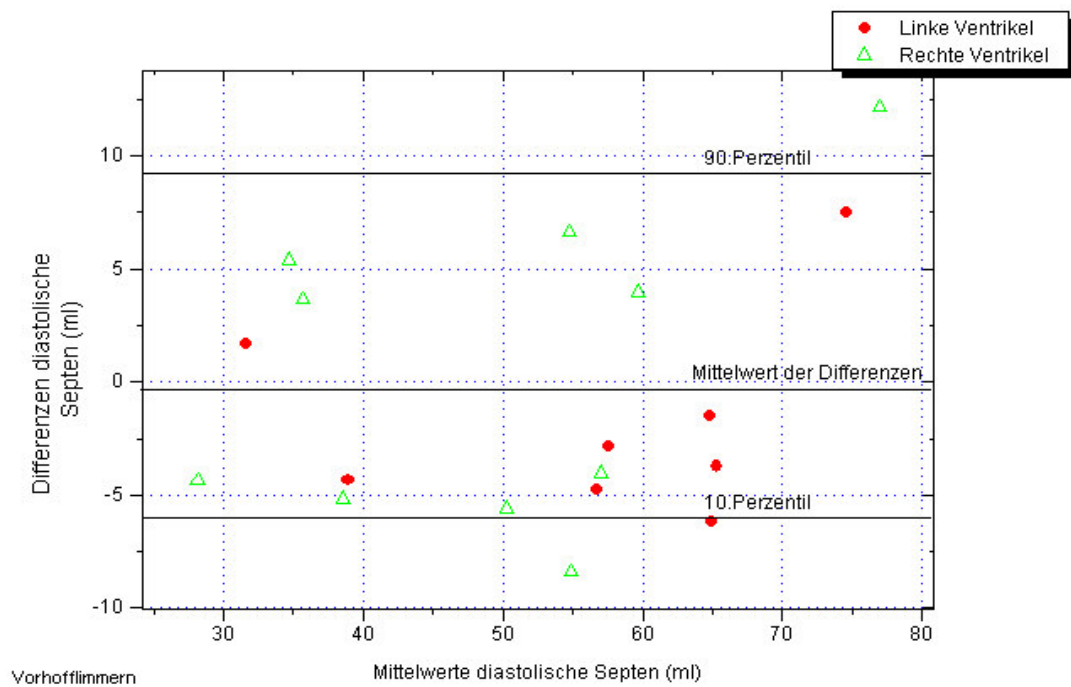
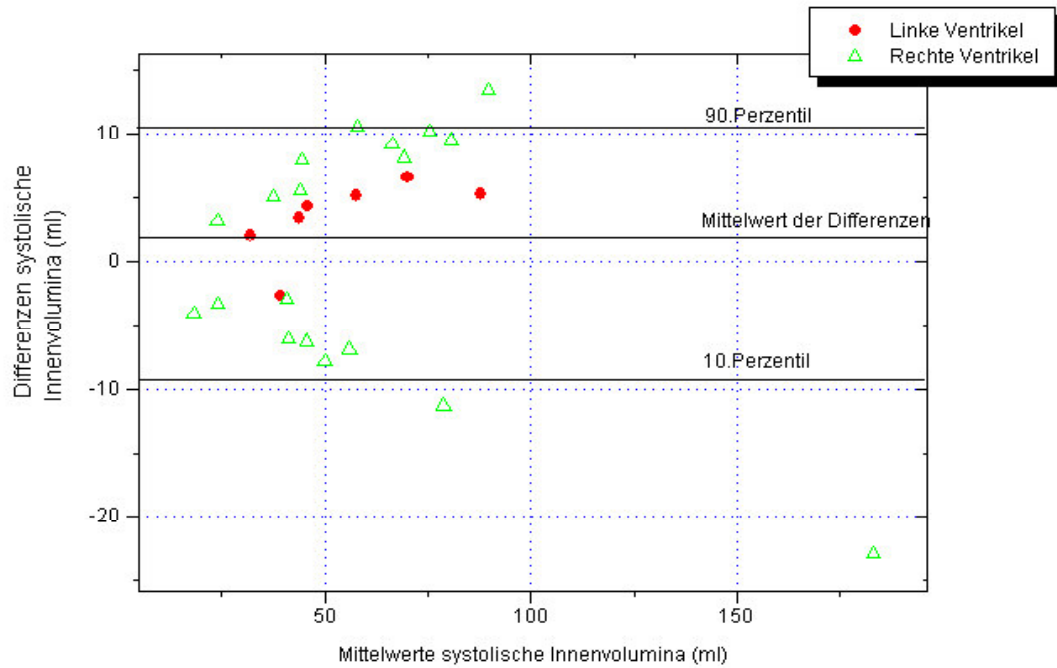


Abb. 10: Diastolische Septen bei **Vorhofflimmern** n=18

In **Abb. 9 und Abb. 10** werden die Septenvolumina in der Diastole verglichen. Der systematische Fehler (Mittelwert der Differenzen) beträgt bei Sinusrhythmus +0,8ml und bei Vorhofflimmern -0,55ml. Alle Werte sind annähernd gleich um die Nulllinie der Abszisse verteilt, d.h. ein systematischer Messfehler ist in beiden Gruppen kaum vorhanden. Die Standardabweichung beträgt bei Sinusrhythmus +3,77ml und bei Vorhofflimmern +5,8ml. Die Spanne zwischen 10%- und 90%-Perzentile reicht bei den Ventrikeln im Sinusrhythmus von -5,07ml bis +4,67ml und bei Vorhofflimmern -6,39ml bis +7,95ml.

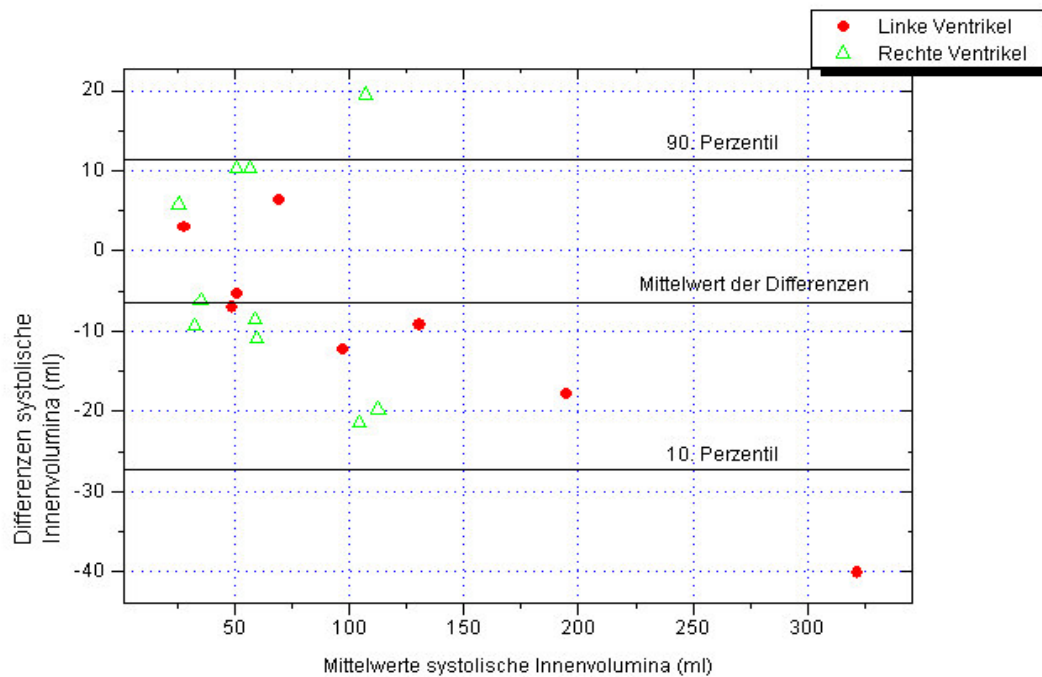
7. Systole:

a. Innenvolumina



Sinusrhythmus

Abb. 11: Systolische Innenvolumina bei **Sinusrhythmus** n=26



Vorhofflimmern

Abb. 12: Systolische Innenvolumina bei **Vorhofflimmern** n=18

In den **Abb. 11 und Abb. 12** zeigen sich deutliche Unterschiede der systematischen Fehler (Mittelwert der Differenzen) zwischen den Ventrikeln mit Sinusrhythmus (+1,32ml) und denen mit Vorhofflimmern(-6,31ml). Verglichen mit den gleichen Parametern in der Diastole (+2,16ml und -6,77ml) ist hier nur eine geringe Differenz zu erkennen.

Die Standardabweichungen betragen in der Systole +8,63ml (Sinusrhythmus) und +14,08ml (Vorhofflimmern) verglichen mit den gleichen Ventrikeln in der Diastole (+9,77ml und +17,54ml).

b. Freie Wände

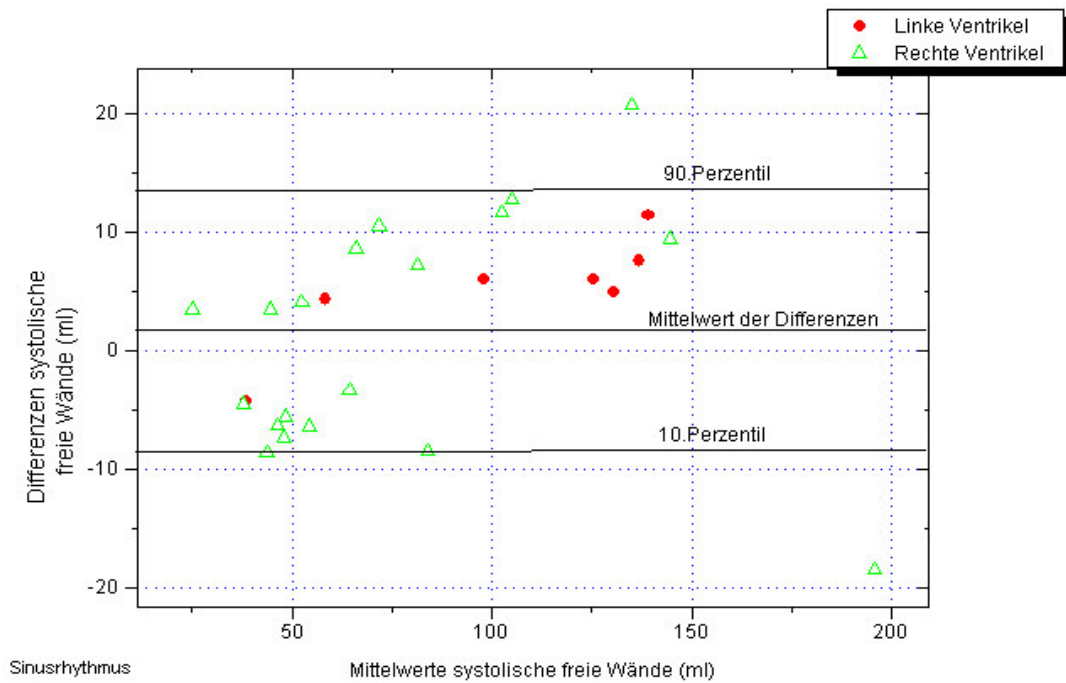


Abb. 13: Systolische freie Wände bei **Sinusrhythmus** n=26

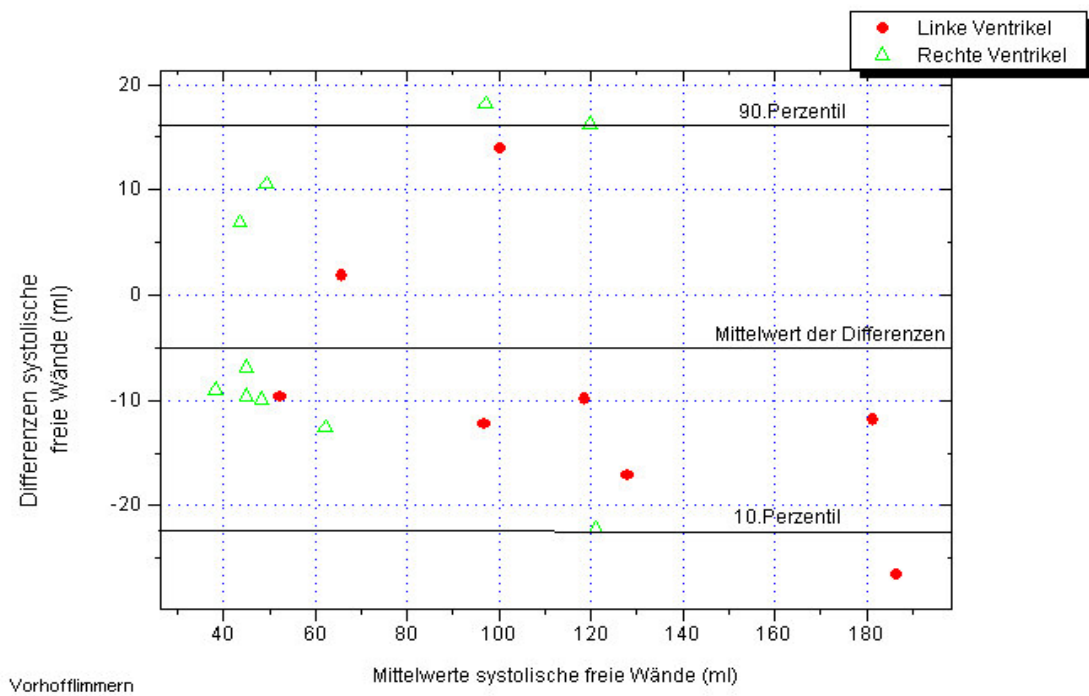


Abb. 14: Systolische freie Wände bei **Vorhofflimmern** n=18

Abb. 13 und Abb. 14 zeigen Volumina der freien Wände gemessen in der Systole. Vergleicht man die systematischen Fehler (Mittelwert der Differenzen), so ist hier wieder der deutliche Unterschied zwischen Sinusrhythmus (+2,27ml) und Vorhofflimmern (-5,02ml) zu erkennen. Im Vergleich zu den diastolischen Werten für die Volumina der freien Wände von +2,2ml und -4,62ml besteht kein wesentlicher Unterschied.

Die Standardabweichungen betragen +8,85ml (Sinusrhythmus) und +13,16ml (Vorhofflimmern). Sie sind vergleichbar mit den Standardabweichungen der Diastole von +7,78ml und +10,76ml.

Die Spanne zwischen der 10%- und 90%-Perzentile zeigt wieder den deutlichen Unterschied von -8,5ml bis +11,98ml bei Sinusrhythmus und -22,62ml bis +16,4ml bei Vorhofflimmern.

c. Septen

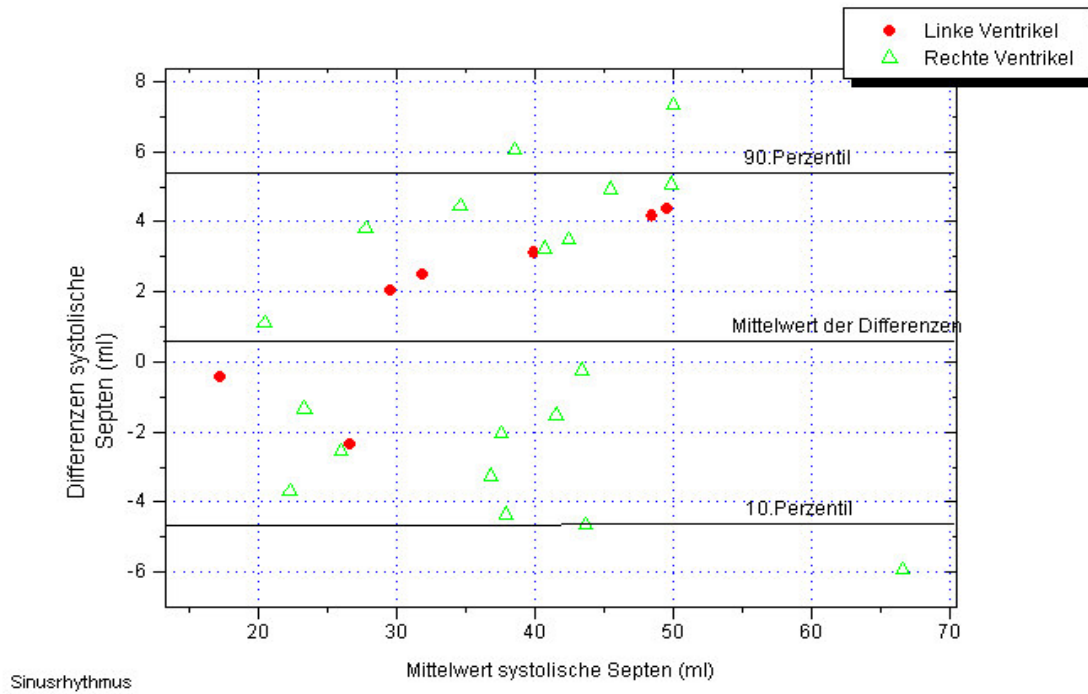


Abb. 15: Systolische Septenvolumina bei **Sinusrhythmus** n=26

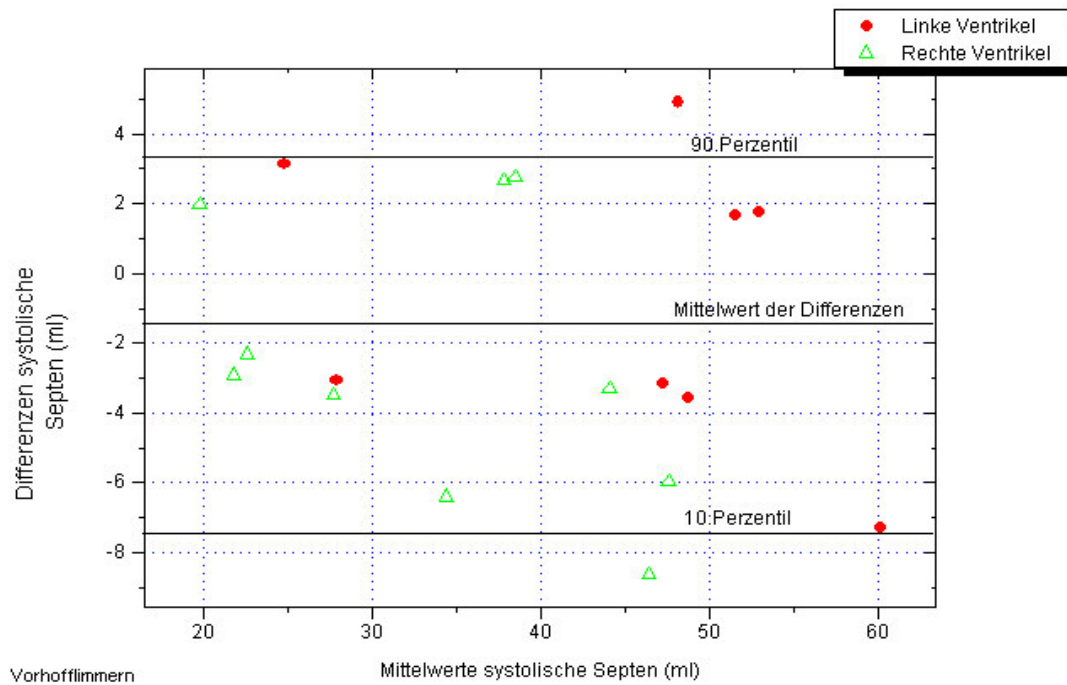


Abb. 16: Systolische Septenvolumina bei **Vorhofflimmern** n=18

In **Abb. 15 und Abb. 16** werden die Septenvolumina in der Systole verglichen. Der systematische Messfehler (Mittelwert der Differenzen) unterscheidet sich nur unwesentlich mit einem Wert von +0,89ml bei Sinusrhythmus und -1,73ml bei Vorhofflimmern. Im Vergleich dazu sind die Werte der diastolischen Messung mit +0,8ml und -0,55ml annähernd gleich um die Nulllinie verteilt.

Die Standardabweichung der systolischen Werte beträgt +3,76ml bei Sinusrhythmus und +4,04ml bei Vorhofflimmern und ähnelt somit wieder den Ergebnissen der Diastole mit +3,77ml und +5,8ml.

Die Spanne zwischen der 10%- und 90%-Perzentile reicht beim Sinusrhythmus von -4,45ml bis +5,35ml, bei Vorhofflimmern von -7,43ml bis +3,31ml.

8. Ejektionsfraktionen

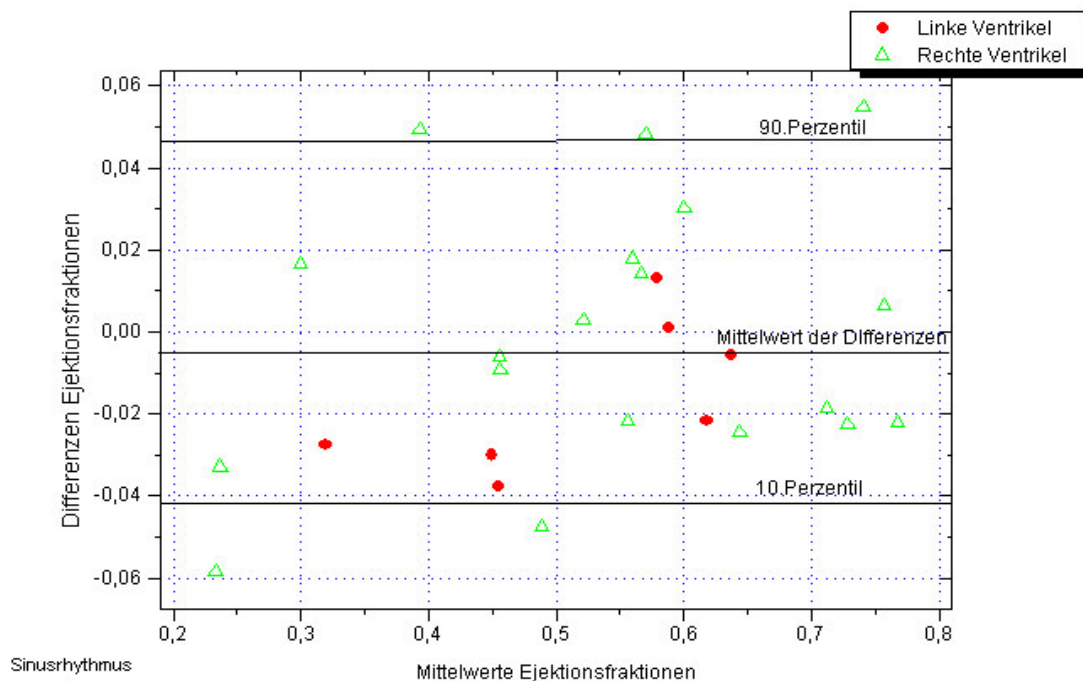


Abb. 17: Ejektionsfraktionen bei **Sinusrhythmus** n=26

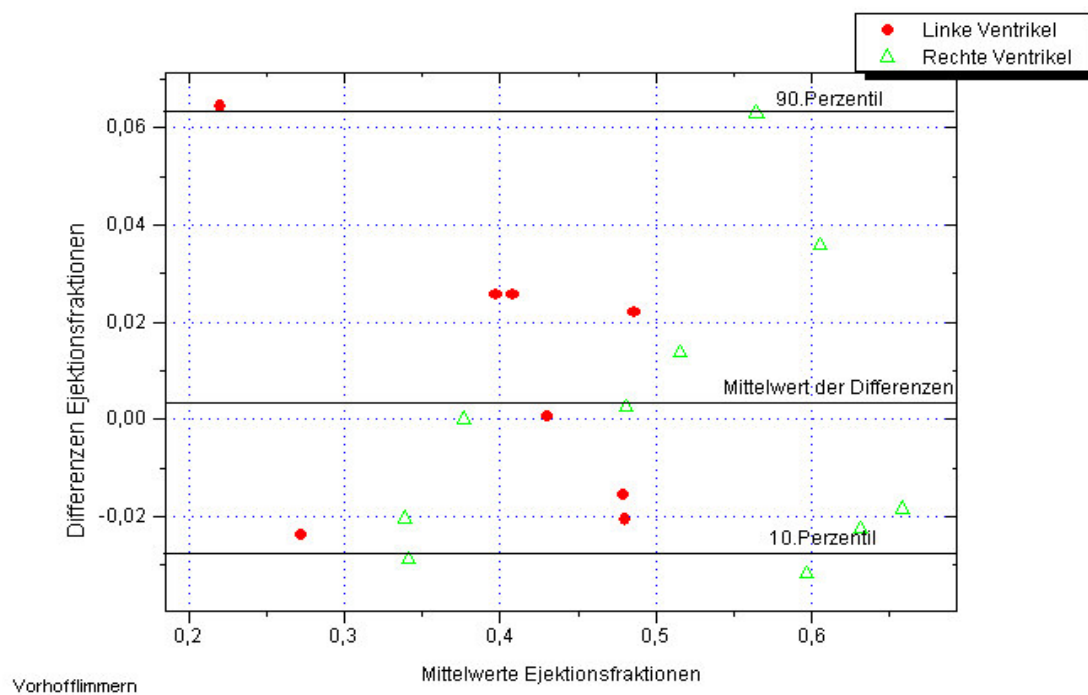


Abb. 18: Ejektionsfraktionen bei **Vorhofflimmern** n=18

Abb. 17 und Abb. 18 vergleichen die Ejektionsfraktionen wie im Abschnitt Methodik beschrieben. Die systematischen Fehler betragen bei Sinusrhythmus -0,51%, bei Vorhofflimmern +0,4%, die Standardabweichungen bei Sinusrhythmus und bei Vorhofflimmern betragen je +3%.

Die Spanne zwischen der 10%- und 90%-Perzentile liegt bei Sinusrhythmus zwischen -4,1% und +4,8% und bei Vorhofflimmern etwas enger zwischen -2,9% und +6,3%.

9. Schlagvolumina

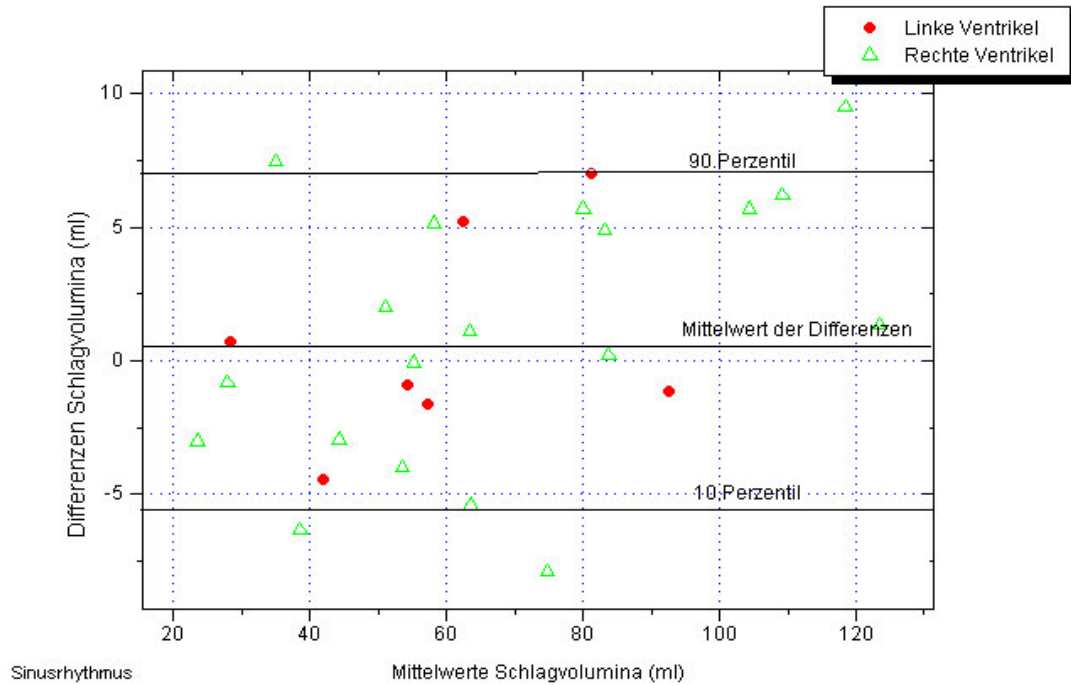


Abb. 19: Schlagvolumina bei **Sinusrhythmus** n=26

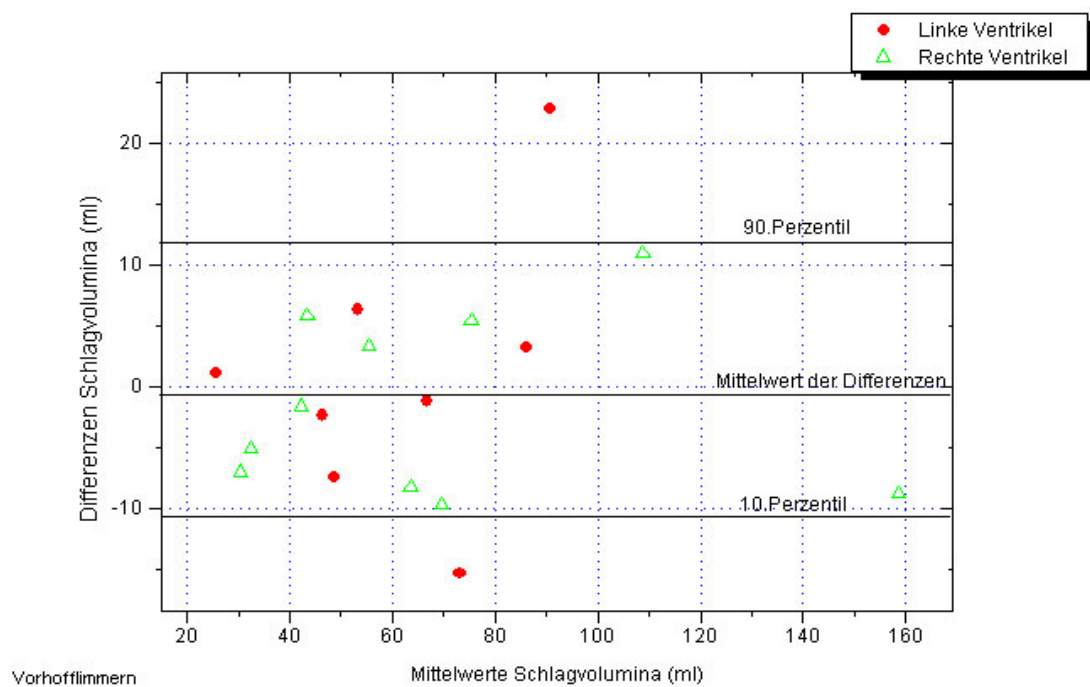


Abb. 20: Schlagvolumina bei **Vorhofflimmern** n=18

In **Abb. 19 und Abb. 20** sind die Schlagvolumina dargestellt. Der systematische Messfehler beträgt +0,89ml bei Sinusrhythmus und -0,47ml bei Vorhofflimmern. Die Standardabweichung beträgt +4,7ml im Sinusrhythmus und +9,02ml bei Vorhofflimmern.

Die Spanne zwischen der 10%- und 90%-Perzentile reicht bei Sinusrhythmus von -5,7ml bis +7,11ml und bei Vorhofflimmern von -10,32ml bis +12,12ml.

10. Auswertungsbeispiel

Dargestellt wird ein 61-jähriger männlicher Patient mit Vorhofflimmern, Aortenklappenersatz, mäßiger Mitralstenose und leichter Mitralinsuffizienz. Nachdem der Patient mit der transösophagealen Echokardiographie untersucht worden ist, folgt eine Woche später die Cardio-MRT Untersuchung.

Hier soll die Vorgehensweise bei beiden Methoden dargestellt werden:

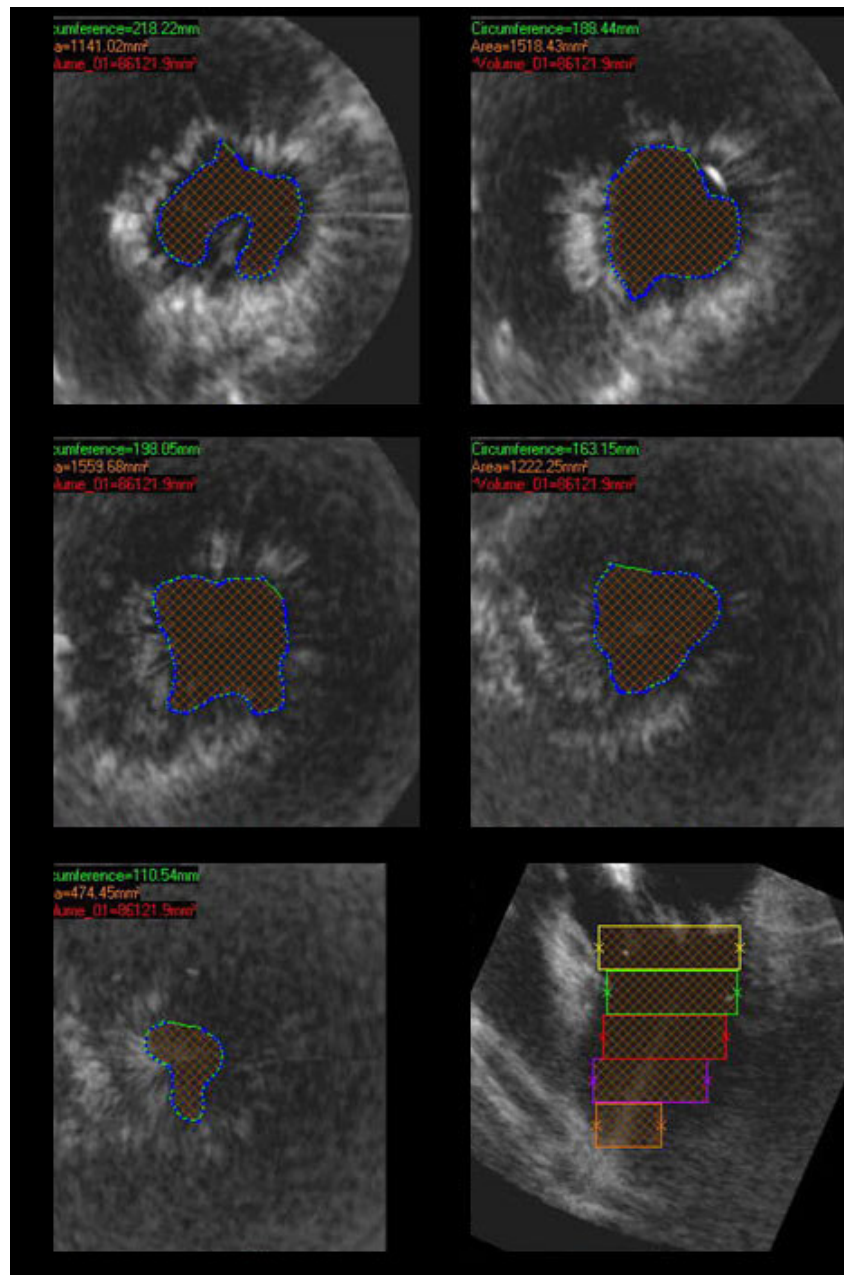


Abb. 21: Messung des linken Ventrikellinnenvolumens während der Diastole in der TEE. Nachdem die Längsachse definiert worden ist, erfolgt die manuelle Messung. Hier sind nur fünf Querschnitte repräsentativ dargestellt, da im 6. Querschnitt das Myokard ohne messbares Innenvolumen abgebildet wird. Das letzte Bild zeigt dem Untersucher die Querschnitte in Projektion auf die Kurzachse, so dass hier eine zusätzliche Kontrolle besteht.

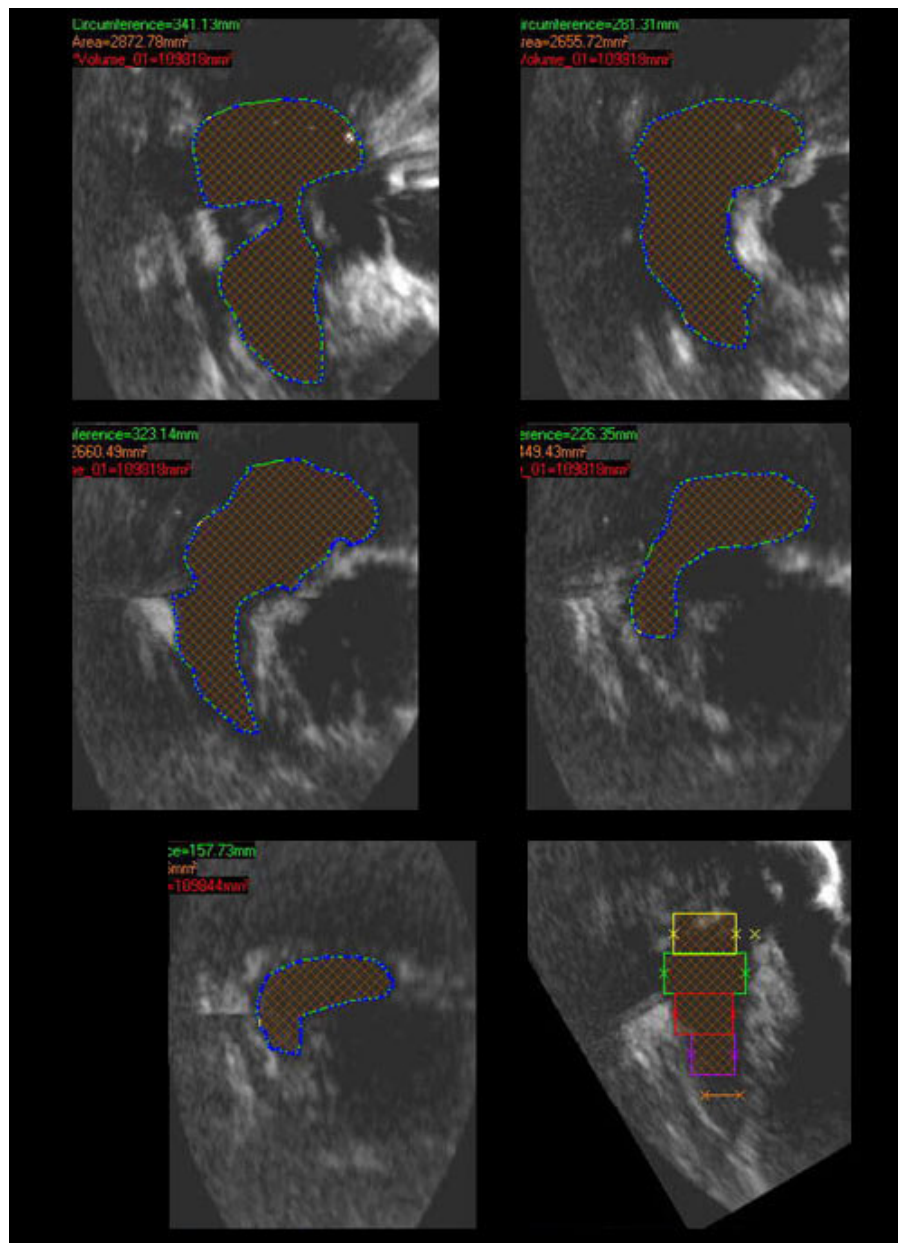


Abb. 22: Messung des rechten Ventrikellinnenvolumens während der Diastole in der TEE (hier sind ebenfalls nur fünf Querschnitte repräsentativ dargestellt, da im 6. das Myokard ohne messbares Innenvolumen abgebildet wird).

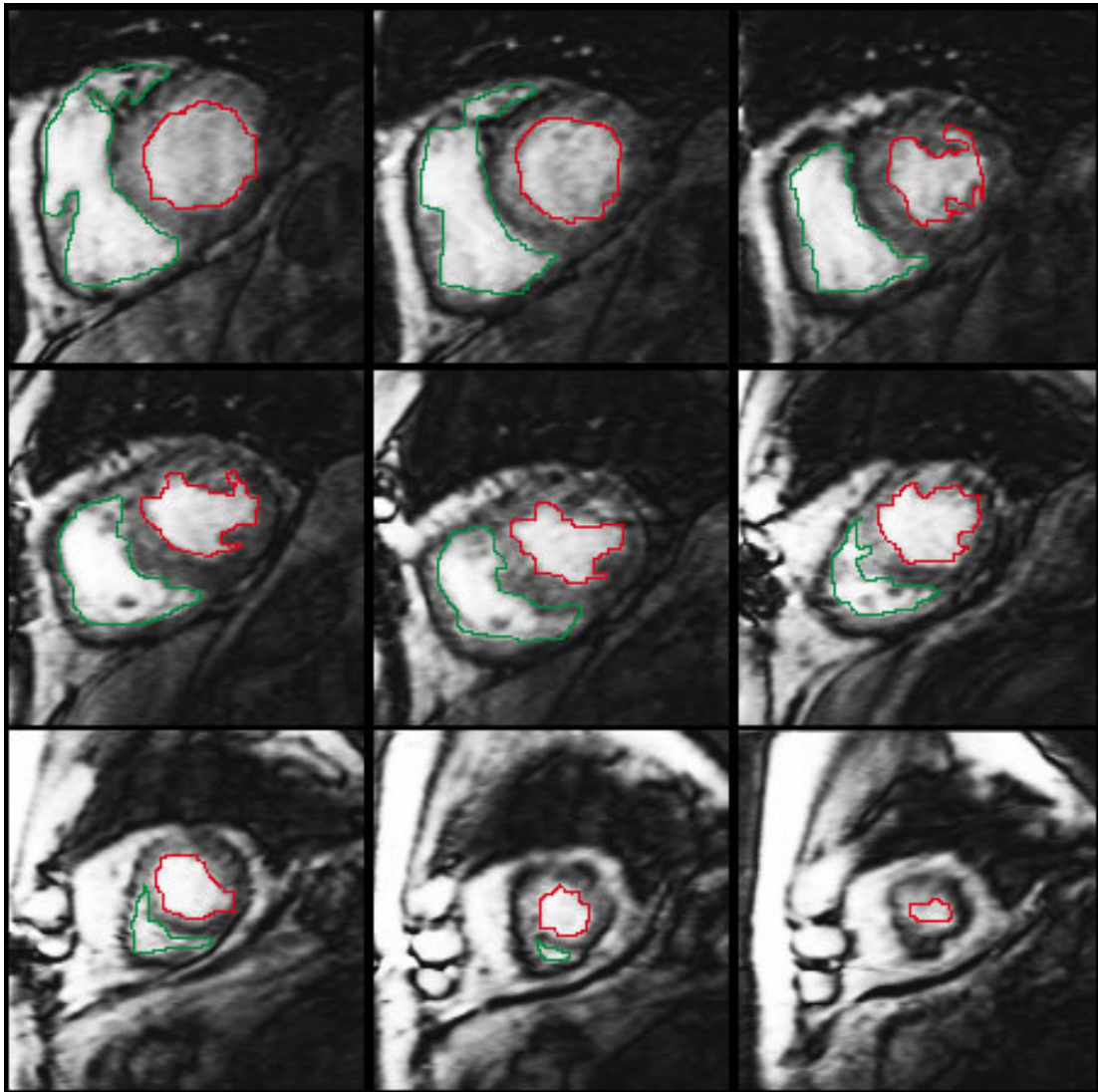


Abb. 23: Messung des linken und rechten Ventrikelinnenvolumens während der Diastole in der MRT.

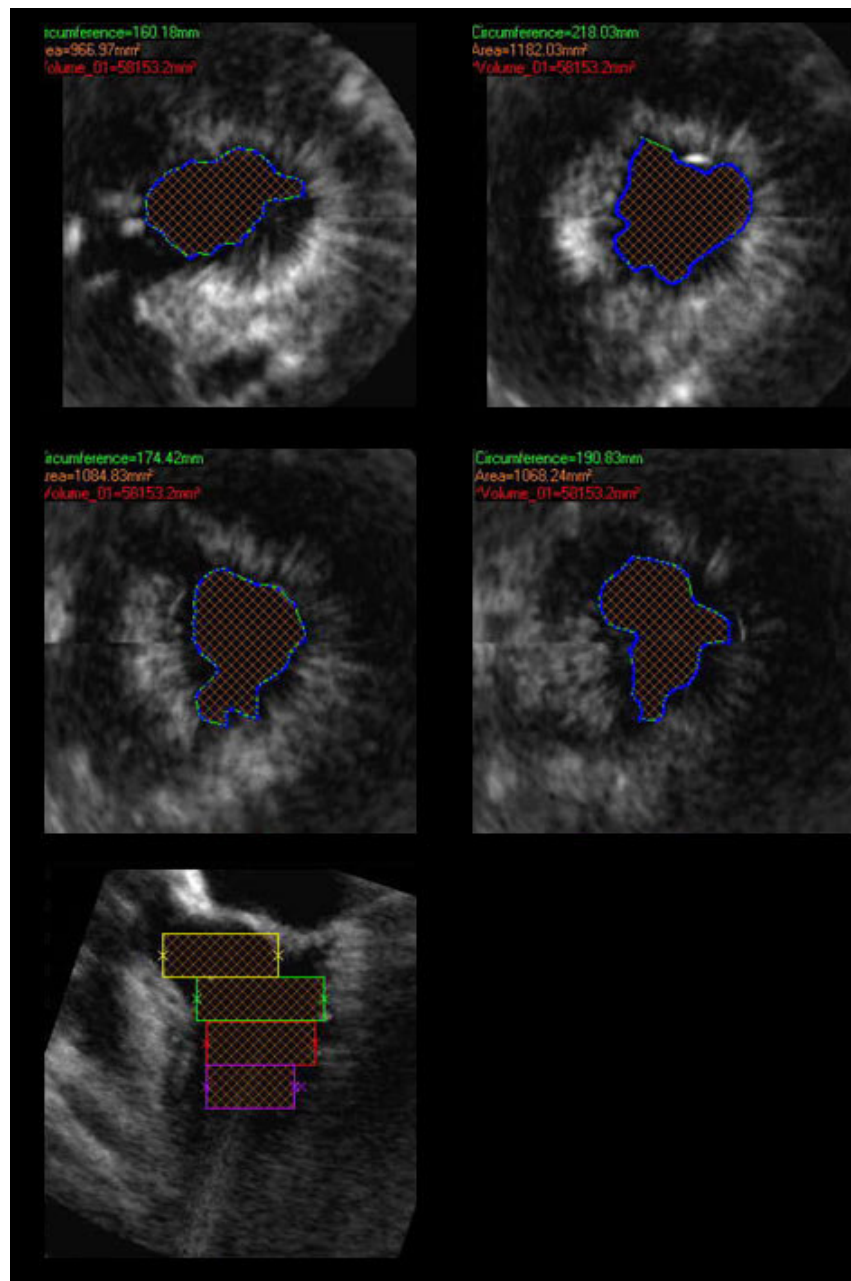


Abb. 24: Messung des linken Ventrikellinnenvolumens während der Systole in der TEE. Hier sind nur vier Querschnitte abgebildet, da die übrigen keine zusätzlichen relevanten Information mehr über das Innenvolumen geben.

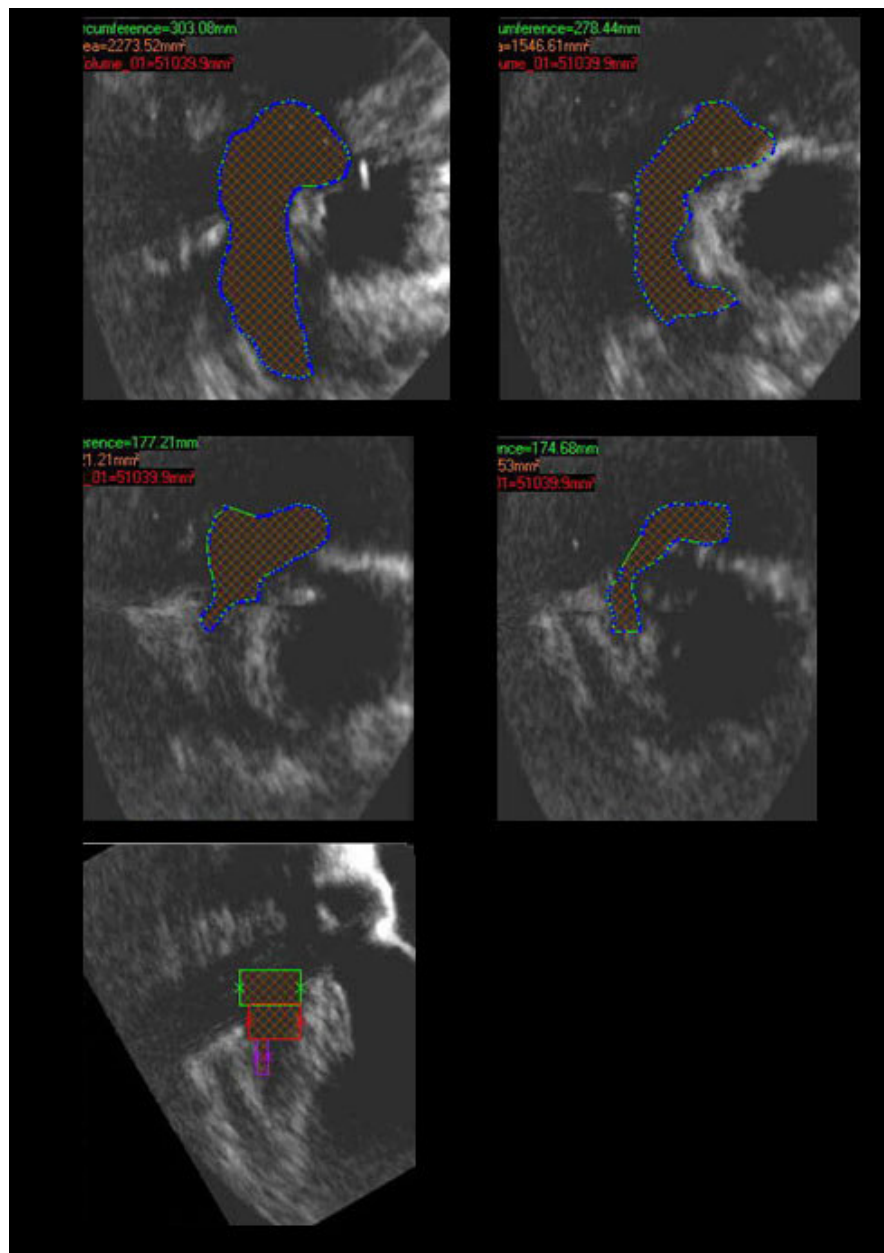


Abb. 25: Messung des rechten Ventrikellinnenvolumens während der Systole in der TEE.

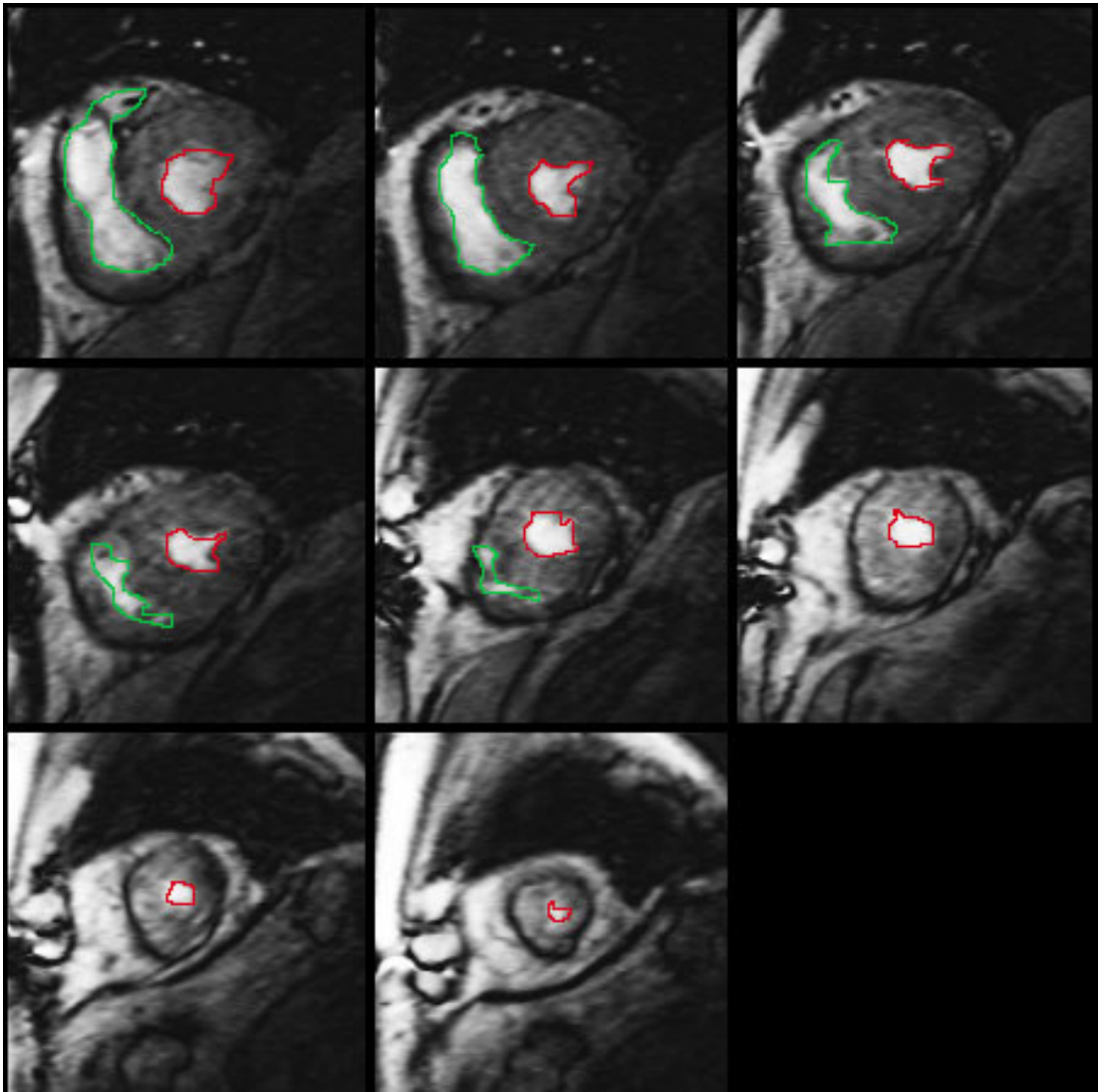


Abb. 26: Messung des rechten und des linken Ventrikellinnenvolumens während der Systole in der MRT.

IV. Diskussion

1. Zusammenfassung der Ergebnisse

Zunächst stellt sich im T-Test für unverbundene Stichproben kein signifikanter Unterschied zwischen linken und rechten sowie zwischen großen und kleinen Ventrikeln heraus. Es besteht ein signifikanter Unterschied zwischen Ventrikeln mit Vorhofflimmern und Sinusrhythmus, so dass wir hier einen Vergleich aufstellen. Von den ursprünglichen 49 Messreihen werden 5 Messreihen wegen nicht auswertbarer Messungen aus der Studie herausgenommen.

Die diastolischen Messungen der Innenvolumina und freien Wände zeigen deutliche Diskrepanzen der Ventrikel mit Sinusrhythmus und Vorhofflimmern - um etwa das Doppelte der Standardabweichung. Die diastolischen Septen sind annähernd gleich gut dargestellt. In der Systole stellen sich die Innenvolumina, die freien Wände und die Septen ohne wesentliche Unterschiede im Vergleich zur Diastole dar. Die errechneten Ejektionsfraktionen haben bei Sinusrhythmus einen systematischen Fehler von -0,51% und bei Vorhofflimmern +0,4% und jeweils eine Standardabweichung von +3%. Der systematische Messfehler der Schlagvolumina bei Sinusrhythmus beträgt +0,89ml und -0,47ml bei Vorhofflimmern. Die Standardabweichung ist bei Sinusrhythmus +4,7ml und bei Vorhofflimmern +9,02ml.

2. Vor- und Nachteile der Echokardiographie

Die Echokardiographie ist eine der Standard-Untersuchungen in der Kardiologie. Die Vorteile der Echokardiographie gegenüber der MRT sind die relativ geringen Anschaffungs- und Betriebskosten und der Personalaufwand. Außerdem können Patienten auch dann untersucht werden, wenn sie einen Herzschrittmacher oder ältere, nicht MR-kompatible Herzklappen im Körper tragen. Durch die relativ kleine und handliche Apparatur bietet sich das TEE als praktische und schnelle Diagnostik auch bei Adipösen, Multimorbiden oder Patienten der Intensivstation, für die eine MRT nicht in Frage kommt, an.

Verschiedene Arbeitsgruppen haben die Reproduzierbarkeit, die Variabilität zwischen den verschiedenen Untersuchern (interobserver reproducibility) und die Abweichung der Ergebnisse einzelner Untersucher in einem definierten Zeitraum (intraobserver reproducibility) in der Echokardiographie untersucht. Teupe hat die linksventrikulären Massen von Schweineherzen ex vivo mittels dreidimensionaler Echokardiographie und Wasserverdrängungsmethode ausgemessen. Die Echokardiographie hat mit dem wahren Wert der Massen mit $r=0,97$ korreliert [41]. Andere Studien haben zwar gezeigt, dass die Echokardiographie dem MRT hinsichtlich der Reproduzierbarkeit unterlegen ist, dies sind aber durchaus tolerable Werte [42]. Die Studie von Kececioglu et al., die diverse Volumen- und Massengrößen an Kindern und Jugendlichen mittels transösophagealer Echokardiographie dargestellt hat, hat die Reproduzierbarkeit über einen definierten Zeitraum und bei unterschiedlichen Befundern untersucht. Die Variabilität bei den jeweiligen Untersuchern über einen definierten Zeitraum hat 4,9%, die zwischen verschiedenen Untersuchern 3,4% betragen [43].

Nachteilig ist die Einschränkung des Schallfensters der konventionellen transthorakalen Echokardiographie (TTE). Lungengewebe und Knochen begrenzen dieses Fenster. Insbesondere sind die apikalen Anteile des rechten Ventrikels sehr häufig nicht vollständig darzustellen. Die Gruppen um Kuhl und Vargas-Barron haben in einer Studie die Überlegenheit der TEE gegenüber der TTE gezeigt [44, 45].

Ein limitierender Faktor des Ultraschalls ist die hohe Artefaktanfälligkeit. Eine Fehlerquelle ist der zum Teil geringe Unterschied zwischen dem Hintergrundrauschen und dem eigentlichen Myokard, insbesondere am rechten Ventrikel oder bei der Bestimmung der Spitze des linken Ventrikels [46]. Auch bei der von uns gewählten Rotationstechnik der Bildakquisition (siehe Kapitel II. Methode) nimmt die Schallqualität in der Tiefe ab. Wollschläger et al. [35] haben diesen Nachteil damit begründet, dass es im zentralen, schallkopfnahen Bereich zum „oversampling“ und dem peripheren, schallkopffernen Bereichen zum „undersampling“ kommt. Diese Problematik wird insbesondere in der Umrechnung vom polaren in ein kubisches Datensystem nicht ausgeglichen, sondern eher verstärkt. Die Feinstrukturen und die Papillarmuskeln sind teilweise nur schwer zu erkennen.

Außerdem wird die Stabilität der Transducerposition während der Rotation nicht routinemäßig berücksichtigt. Diese potentielle, wenn auch geringe Instabilität der rotierenden Sonde ist bei ausgeprägten Artefakten als ein Teil der Fehlerquellen in

Betracht zu ziehen [43]. Trotz dieser Fehlerquellen kann man aber die TEE-Sonde als eine stabile Bildakquisitionsmethode ansehen [35].

Von vielen Patienten wird die transösophageale Untersuchungstechnik als unangenehm empfunden, auch wenn der Rachen mit einem Anästhetikum betäubt wird.

Ein weiterer nachteiliger Punkt ist der Zeitaufwand und die Menge der akquirierten Daten bei der Erstellung von dreidimensionalen Rekonstruktionen [18]. Wie unsere Studie zeigt, betragen die Untersuchungszeit ca. 30 Minuten, die Rekonstruktions- und Auswertzeit ca. 15 Minuten. Da aber diese Methode im klinischen Alltag neben der Bestimmung von Volumina oder Massen von Herzventrikeln auch zur weiteren Diagnostik wie z.B. die Herzklappendiagnostik oder zum Thrombenausschluss herangezogen werden kann, ist der zusätzliche Zeitaufwand gerechtfertigt. Wünschenswert ist es jedoch, wenn mit der Echtzeit-3D-Echo oder mit dem Echtzeit-MRT alleine eine aussagekräftige Diagnostik möglich wäre. In der Zukunft wird die Datenerstellung und damit die Untersuchungszeit immer effizienter werden und durch die rasante Entwicklung der Computerhard- und -software auch die Auswertungszeit wesentlich verkürzt werden [47, 48]. Das Endziel ist eine automatische Myokarderkennung und somit auch eine computergestützte Volumen und Massenbestimmung [34].

Letztendlich bleibt die Echokardiographie, ob transthorakal oder transösophageal, in den nächsten Jahren ein fester Bestandteil der Herzdiagnostik, insbesondere für die Volumen- und Massenbestimmung.

3. Vor- und Nachteile der Magnetresonanztomographie (MRT)

Die Vorteile der MRT liegen in ihrer Anwendungsvielfältigkeit. So können z.B. Myokardischämien, Flusseigenschaften oder generell das Herzgewebe dargestellt werden. Ihre fast universelle Einsatzmöglichkeiten machen die MRT zu einer exzellenten Untersuchungsmethode. Schon kleine Veränderungen in der Bildsequenz ergeben eine eindrucksvolle Auflösung und Kontrastschärfe. Dies erlaubt, auf individuelle Bedürfnisse spezifisch einzugehen. Weiterhin lassen sich die Schichtaufnahmen in beliebiger Orientierung mit exakter Positionsbestimmung aufbauen, so dass gleichzeitig mehrere Sichtachsen entstehen und miteinander verglichen und

kombiniert werden können. Nagel et. al. haben bei Patienten mit Verdacht auf eine koronare Herzerkrankung in einer Vergleichsstudie mit Dobutamin Stress MR und Echokardiographie gezeigt, dass die Bildqualität deutlich besser in der MR als in der Echokardiographie ist. Die MR ergab 69% sehr gute, 13% gute, 16% mäßig gute und 2% nicht verwertbare Bilder. Dagegen hat die Echokardiographie nur 20% sehr gute, 31% gute, 41% mäßig gute und 8% nicht verwertbare Bilderergebnisse geliefert [49]. Durch die hohe Sensitivität der MRT auf bewegte Partikel, wie z.B. Blut, lässt sich das Myokard gut vom Blut unterscheiden. Im Vergleich zur Echokardiographie kann man die einzelnen Myokardstrukturen deutlicher abgrenzen. Verdeutlicht wird dies z.B. an den klaren Abbildung der Papillarmuskeln in Abb. 24 und Abb. 27 des Kapitels III Ergebnisse.

Der größte Vorteil der MRT im Vergleich zu den echokardiographischen Methoden ist die gute Reproduzierbarkeit der Ergebnisse [42]. Nach der Aufzeichnung der Bilder kann jederzeit eine zweite Meinung eingeholt werden. Jauhiainen hat die gute Reproduzierbarkeit von der Cardio-MRT in einer Studie belegt, indem er die Übereinstimmung zwischen den Ergebnissen der rechten Ventrikel verschiedener Untersucher und in zeitlichen Intervallen zwischen den Auswertungen überprüft hat. Die Arbeitsgruppe hat auch axiale Schichtungen und Schichten senkrecht zum rechtsventrikulären Einflusstrakt (RVIT) verglichen. Das Ergebnis zeigt, dass die axiale Schichtung für die volumetrische Messung und die Schichtung senkrecht zum RVIT für die Myokardmasse der rechten Ventrikel jeweils nur marginal bessere Ergebnisse als die jeweilige Vergleichsachse erzielt hat [50]. Ähnliche Ergebnisse sind von Myerson bei linken Herzkammern beobachtet worden [51].

Andere Studien haben sich mit dem Vergleich von einzelnen MR-Sequenzen beschäftigt: Die oben aufgeführte Studie von Jauhiainen belegt, dass es kaum einen Unterschied von der von uns gewählten Turbo-Gradienten-Echo (TGE) Sequenz und einer Turbo-Inversion-Recovery (TIR) Sequenz gibt. Die Gruppen um Thiele und Alfakih haben beispielsweise die TGE Sequenz mit einer Steady State Free Precession Sequenz (SSFP) verglichen und gezeigt, dass bei der SSFP nur eine geringe Besserung der Reproduzierbarkeit erreicht wird [52, 53]. Dies ist in erster Linie auf das einmalige Atemanhalten bei der SSFP im Vergleich zu den multiplen Atemanhaltephasen bei der TGE zurückzuführen [54]. Da es sich aber bei diesen Studien jeweils nur um sehr kleine Differenzen handelt, und die Ergebnisse kaum signifikante Unterschiede aufweisen, kann in unserer Studie davon ausgegangen

werden, dass die axiale Schichtung der Turbo-Gradienten-Echo Sequenz zu akzeptablen Resultaten geführt hat.

Zu den Nachteilen der MRT gehört die beklemmende Enge der Gantry, da die Klaustrophobie zu den häufigsten Kontraindikationen, bzw. Abbruchsursachen gehört. Die meisten Patienten tolerieren diese Enge recht gut. Eine weitere Kontraindikation ist eine schwere Adipositas von $> 150\text{kg}$. Ebenso ist es oft logistisch und medizinisch nicht zu bewältigen, intensivpflichtige Patienten für die MRT vorzubereiten, da die lebenserhaltenden Apparaturen zum Großteil aus metallischen Materialien bestehen und aufgrund ihrer Größe nicht in die Gantry mit hineinpassen.

Ein weiterer Untersuchungsausschluss sind metallische Gegenstände im Körper, was aber durch die Entwicklung von Titanprothesen und MR-tauglichen Herzklappen immer mehr zu vernachlässigen ist.

Die Akquisitionszeit ist bei der MRT abhängig von jeweils gewünschten Zusatzuntersuchungen des Herzens, die im Anschluss an die Kurzachsenschnitte zur Volumenbestimmung vorgenommen werden. Die Aufnahme eines vollständigen dreidimensionalen Datensatzes aus 9 – 12 Kurzachsenschnitten dauert ca. 5 Minuten. Die Auswertung benötigt maximal 10 Minuten. Die Akquisitionszeit der MRT ist also deutlich kürzer als die der dreidimensionalen TEE. Da sich aber die Untersuchung in den wenigsten Fällen nur auf eine Kurzachsenaufnahme zur Berechnung der Volumina, bzw. Massen beschränkt, ist dieses Zeitersparnis relativ. Die Gruppe um Bellenger hat die Akzeptanz, die Reproduzierbarkeit und den zeitlichen Aufwand bei ambulanten Patienten mit Herzinsuffizienz im Cardio-MR, Echokardiographie (und Radionukleoid Ventrikulographie (RNV)) untersucht. Obwohl die MRT mehr Zeit in Anspruch genommen hat als das Echo (42 ± 4 Minuten und 23 ± 2 Minuten) ist die Akzeptanz der Patienten im MRT höher gewesen und die Folgeuntersuchungen sind im Verlauf objektiver beurteilbar gewesen [55].

Nachteilig sind die enormen Anschaffungs- und Unterhaltungskosten eines Magnetresonanztomographen. Die speziell zur Herzdiagnostik entwickelten Gerätschaften sind meist nur Zentren vorbehalten, die über besonders geschultes Personal und den geeigneten Patientenstamm verfügen, wie z.B. Universitätskliniken oder Herzzentren.

Ein Vorteil der MR-Technologie ist ihre immer weiter fortschreitende Entwicklung, wodurch dieses Verfahren in Zukunft immer weiter ausgebaut wird und vielleicht auch zur Routine im kardiologischen oder radiologischen Alltag wird.

Die Zukunft wird zeigen, ob die MR-Diagnostik andere bisherige Standardverfahren, wie z.B. die Angiographie, in der Diagnostik ganz oder teilweise ersetzen kann. Neuste Computertomographie-Generationen werden es ermöglichen, auch kleinere Volumina, z.B. die der Koronarien, zu bestimmen [56].

4. Datensätze mit geringen Fallzahlen

In unserer Studie werden 49 Messungen sowohl an linken als auch an rechten Ventrikeln durchgeführt, von denen 44 verwertbar sind. Diese Menge an Datensätzen ist repräsentativ, da mehrere Studien zuvor die exzellente Bildqualität im Cardio-MR und die annähernd gleich gute Qualität im Herzecho in unterschiedlichen Fragestellungen und Bedingungen dargestellt haben [49, 50, 57]. Zudem werden Fehler in der Auswertung durch viermaliges Messen und anschließendes Mitteln minimiert (siehe Kap. IV.7 – Warum Berechnung von Mittelwerten).

5. Unterschiede zwischen linken und rechten Ventrikeln

Wie schon im Methodik-Teil beschrieben, besteht bei der Volumenmessung der linken und rechten Ventrikel zwischen beiden in unserer Studie angewendeten Untersuchungsmethoden kein signifikanter Unterschied. Der T-Test für unverbundene Stichproben belegt dies, wie in Kapittel III.1 dargestellt, deutlich.

Die Form des rechten Ventrikels kann man als schalenförmig beschreiben, wogegen der linke eher eine kugelige Form besitzt. Der rechte Ventrikel hat meist drei Papillarmuskeln (M. papillaris ant., post. und septalis) und als Normvariante manchmal auch einen vierten. Die linke Kammer hat zwei Papillarmuskeln (M. papillaris ant. und post.) und wird in eine durch Trabekel zerfurchte Einstrombahn und eine glattwandige Ausstrombahn aufgeteilt.

Durch die komplexere Form und die Dünnwandigkeit des rechten Ventrikels, ist in unserer Studie anfangs anzunehmen gewesen, dass sich dieser schwerer erfassen lassen würde als die linke Kammer und, dass es daher größere Diskrepanzen zwischen den gemessenen Werten geben würde. Dies hat sich nicht bestätigt. Beide Messungen weisen bzgl. der Fehler keinen signifikanten Unterschied auf.

6. Unterschiede zwischen kleinen und großen Ventrikeln

Wie schon im Ergebnisteil Teil kurz beschrieben zeigen wir anhand der diastolischen Innenvolumina und des T-Tests für unverbundene Stichproben, dass es keinen wesentlich signifikanten Unterschied zwischen großen und kleinen Ventrikeln gibt. Lediglich bei den Schlagvolumina ist der p-Wert marginal kleiner als 0,05 ($p = 0,03$), der T-Wert ist jedoch deutlich kleiner als 2,00 ($T = -2,24$). Hierbei ist zu beachten, dass die anderen Parameter, wie freie Wände, Septen, etc. nicht adäquat berücksichtigt werden. Jedoch stellt diese statistische Auswertung den Trend der Messungen dar, da alle alle Herzventrikel im Verhältnis gleich aufgebaut sind. Insgesamt gesehen sind die Standardabweichungen der kleinen Ventrikel kleiner als die der großen Ventrikel.

7. Warum Berechnung von Mittelwerten?

Wir erstellen in dieser Studie von jedem Parameter jeweils vier Messungen, die anschließend gemittelt werden. Dieser Mittelwert soll möglichst nahe am wahren Wert liegen. Im Vergleich dazu wäre der Median robuster gegenüber möglichen Ausreißern, da aber unsere initialen Messergebnisse kaum Extremwerte aufweisen, kann hier mit Mittelwerten gearbeitet werden. Dies soll am Standardfehler des Mittelwerts verdeutlicht werden, der die Vertrauenswürdigkeit des Mittelwerts anzeigt und somit auch seine Streuung. Die unten aufgeführten Diagramme zeigen diastolische Innenvolumina eines Patienten mit Vorhofflimmern und eines anderen mit Sinusrhythmus jeweils gemessen im MRT und in der TEE. Aus den Beispielen geht hervor: je mehr Werte berechnet werden, desto geringer wird der Standardfehler der Mittelwerte. Bei nur einem Wert lässt sich der Standardfehler nicht berechnen.

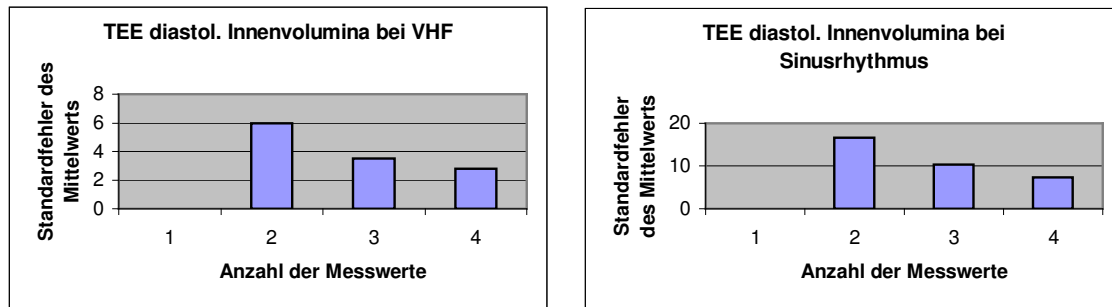


Abb. 27: Diagramme 1 und 2: Abnahme des Standardfehlers des Mittelwerts bei Zunahme der errechneten Mittelwerte. Je vier diastolische Innenvolumina eines Patienten mit Sinusrhythmus und eines anderen mit VHF in der TEE.

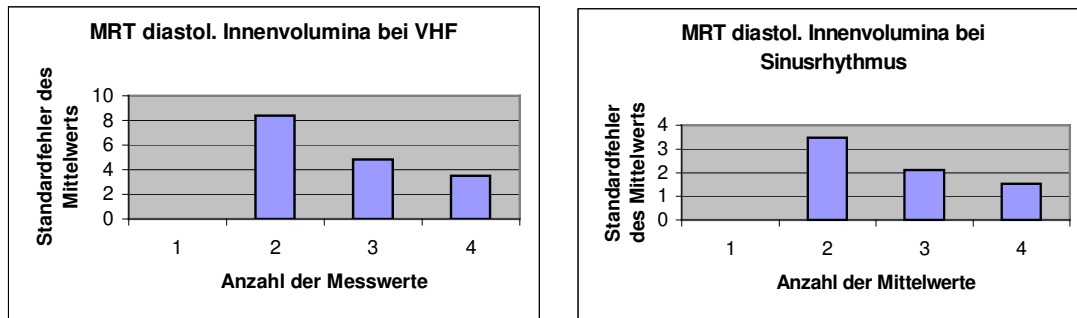


Abb. 28: Diagramme 3 und 4: Abnahme des Standardfehlers des Mittelwerts bei Zunahme der errechneten Mittelwerte, jeweils in der MRT. Die Diagramme 1 und 3, sowie Diagramme 2 und 4 stellen jeweils einen Patienten dar.

8. Vergleich der Volumina: Was ist der Goldstandard?

Die Magnetresonanztomographie ist in der Volumetrie in mehreren Studien als Goldstandard festgelegt worden. Die Gruppe um Heusch hat die Volumina der rechten und linken Ventrikel von Schweinen ex vivo mittels MRT und dreidimensionaler Echokardiographie mit den Ergebnissen der Wasserverdrängungsmethode verglichen. Die Korrelation der MRT hat sowohl bei den linken als auch bei den rechten Herzkammern bei $r=0,99$ gelegen, die der Echokardiographie hat $r=0,93$ bei den rechten und $r=0,96$ bei den linken Ventrikeln betragen [57]. Ähnliche Versuche mit Herzen von Tieren haben übereinstimmende Resultate gezeigt [58, 59]. Jauhiainen, wie schon im Kapitel I.3 Einleitung - Geschichte der MRT beschrieben, hat dies an freipräparierten Herzen von Menschen belegt und ebenfalls die exzellente Korrelation zwischen MRT und dem wahren Volumen gezeigt [29].

Es handelt sich hierbei um zwei Methoden, von denen wir wissen, dass beide Fehler enthalten, wenn auch in unterschiedlicher Ausprägung. Alle vorbeschriebenen Studien und die Erfahrung aus dieser Studie bestätigen die MRT als Goldstandard.

9. Unterschiede zwischen Ventrikeln mit Vorhofflimmern und Sinusrhythmus

In Kapitel III.2 Ergebnisse bestätigt sich grundsätzlich ein signifikanter Unterschied zwischen den Ventrikeln mit Sinusrhythmus und denen mit Vorhofflimmern, so dass wir eine Subgruppenanalyse durchführen. Die schlechteren Ergebnisse, besonders in der Systole, hängen mit technischen Schwierigkeiten bei der Akquisition der minimalen Herzinnenvolumina zusammen. Da sich das Herz bei Vorhofflimmern sehr schnell und unregelmäßig bewegt, kann das Querschnittsbild erst einige Millisekunden vor oder nach dem minimalen, bzw. tatsächlichen systolischen Volumen erfasst werden. Obwohl in beiden Fällen eine EKG-Triggerung vorliegt, weist die Akquisitionstechnik hier ihre Grenzen auf. Insbesondere bei Vorhofflimmern müssen wir ein größerer Bereich der Schlaglängen akzeptieren, da sonst die Akquisitionszeit zu lang wäre. Da Echokardiographie und MRT in ihrer zeitlichen und räumlichen Auflösung in der Zukunft immer weiter verbessert werden, wird sich dieses Problem möglicherweise in Zukunft reduzieren.

Die Standardabweichungen der Differenzen der verglichenen Volumina zeigen - bis auf die Septalvolumina - einen deutlichen Unterschied zwischen den Ventrikeln mit Vorhofflimmern und denen im Sinusrhythmus. Die Standardabweichung liegt bei den Ventrikeln mit Vorhofflimmern $> 10\text{ml}$ und bei denen mit Sinusrhythmus $< 10\text{ml}$. Hundley hat im Vergleich zu unserer Studie Messungen mittels Angiographie und MRT an einem Patientenkollektiv vorgenommen, die zur Hälfte einen normalen Sinusrhythmus und zur anderen Hälfte an Vorhofflimmern erkrankt sind. Hier hat sich zwischen den beiden Methoden kein signifikanter Unterschied herausgestellt [60].

Weitere Vergleichsdaten über die Übereinstimmung oder Differenzen von dreidimensionaler Echokardiographie und MRT bei Ventrikeln mit Vorhofflimmern sind aus der Literatur nicht bekannt.

a. Massenvolumina in der Systole/Diastole

Bei der echokardiographischen Untersuchung zeigt sich, dass sich die myokardialen Massenvolumina in der Diastole einfacher auswerten lassen als in der Systole. Die MRT zeigt bei Systole und Diastole in etwa gleich gute Ergebnisse. Nach Schulthess [61] sollten die MR-Messungen der Systole besser als die der Diastole gewesen sein. Hier haben sich, durch die höheren Flussgeschwindigkeiten in den Ventrikeln und der niedrigeren Myokarddurchblutung während der Systole, schwächere intramyokardiale Signale und damit auch geringere Flussartefakte ergeben. Bei unseren eigenen Messungen tritt dieses MR-Phänomen in nur geringem Maße auf, allerdings kommt die schon oben erwähnte Problematik der kurzen systolischen Phasen bei arrhythmischen Ventrikeln in der MRT-Auswertung zum Tragen. Der dadurch entstehende Fehler wird durch den von Schulthess beschriebenen Effekt nicht ausgeglichen.

Die Echokardiographie, bzw. die TEE, zeigen mehr Störsignale in der Systole als in der Diastole. Dies liegt einerseits daran, dass sich die Myokardanteile im peripheren Schallkegel, bzw. in dem nachberechneten kubischen Datensatz nicht ganz genau bestimmen lassen und andererseits, dass die Herzklappenregion und der Apex in der Systole oft nicht genau abgrenzbar sind. Devlin hat gezeigt, dass sich die MRT besonders in hypertrophierten Ventrikeln von der Echokardiographie dadurch unterscheidet, dass letztere in den schallkopfabgewandten Gebieten ungenauere Messungen ergeben [62].

Bei unserer Auswertung der Massenvolumina der Septen zeigt sich, dass sich die Qualität deutlich von dem Rest der auszuwertenden Parameter unterscheidet. Die solide Struktur der Septen kann mit der Echokardiographie sowohl von dem rechten als auch von dem linken Herzkammerblick gut beurteilt werden. In der MRT spielt dies keine Rolle, da hier sowieso nur ein Datensatz für das gesamte Herz aus der Kurzachse akquiriert wird. Das Septum unterliegt wenig Bewegungs-Artefakten und besitzt einen einfachen anatomischen Aufbau [63, 64]. Folglich gibt es kaum Differenzen in der Auswertung dieser Daten, was sich statistisch am T-Test in Kapitel III.2 messen lässt: Hier besteht kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Methoden bezüglich Vorhofflimmern und Sinusrhythmus.

b. Massenvolumina in der Systole/Diastole bei Sinusrhythmus

	Dia freie W. Sinusr. (ml)	Sys freie W. Sinusr. (ml)	Dia Septen Sinusr. (ml)	Sys Septen Sinusr. (ml)
Systematischer Fehler	2,2 (2,8%)	2,27 (2,7%)	0,8 (1,8%)	0,89 (2,4%)
Standardabweichung	7,78	8,85	3,77	3,76
10. Perzentil	-6,74	-8,5	-5,07	-4,45
90. Perzentil	11,31	11,98	4,67	5,35

Tab. 13: Zusammenfassung der statistischen Werte der Septen und freien Wände
Die Zahl in Klammern in der Spalte der systematischen Fehler gibt den prozentualen Fehler bezogen auf das mittlere Gesamtvolumen an (Variationskoeffizient).

Tabelle 13 zeigt die gute Übereinstimmung von myokardialen Massenvolumen-Messungen mit MRT und TEE. Wie erwartet, divergieren die Ergebnisse der beiden Methoden jeweils nur um einige Milliliter. Die marginalen Unterschiede zwischen den einzelnen Herzphasen belegen ebenfalls die Gleichwertigkeit beider Methoden.

c. Massenvolumina in der Systole/Diastole bei Vorhofflimmern

	Dia freie W. VHF. (ml)	Sys freie W. VHF. (ml)	Dia Septen VHF. (ml)	Sys Septen VHF. (ml)
Systematischer Fehler	-4,62 (-5,4%)	-5,02 (-5,5%)	-0,55 (-1%)	-1,73 (-4,4%)
Standardabweichung	10,76	13,16	5,8	4,04
10. Perzentil	-16,39	-22,62	-6,39	-7,43
90. Perzentil	11,76	16,4	7,95	3,31

Tab. 14: Zusammenfassung der statistischen Werte der Septen und freien Wände
Die Zahl in Klammern in der Spalte der systematischen Fehler gibt den prozentualen Fehler bezogen auf das mittlere Gesamtvolumen an (Variationskoeffizient).

Im Vergleich zu den Ergebnissen der gemessenen Massenvolumina im Sinusrhythmus fallen die Massenbestimmungen bei Vorhofflimmern etwas schlechter aus. Die

Divergenzen zeigen hier die teilweise Unsicherheit in beiden Messmethoden, obgleich die Ergebnisse durchaus zu tolerieren sind. Die schon oben angesprochene Problematik bei Vorhofflimmern wird hier verdeutlicht. In Romingers Herz-MR-Studie hat sich gezeigt, dass auch die Ergebnisse mehrerer Untersucher zu verschiedenen Zeitpunkten nur geringe Unterschiede aufweisen. Es ist also davon auszugehen, dass die MRT weniger sensibel auf VHF reagiert als das Echo [65, 66]. In der Literatur gibt es bisher keine Studien, die sich mit der Problematik von der Ventrikelmassenbestimmung bei VHF beschäftigen.

10. Innenvolumina in der Systole/Diastole

Ähnlich wie bei der Massenbestimmung des Herzens zeigen sich deutliche Unterschiede zwischen den Innenvolumina bei arrhythmischen und normorhythmischen Herzen. Die Auswertung der echokardiographischen Bilder bereitet insgesamt größere Probleme als die der MRT-Aufnahmen. Teilweise ist die Innenwand im Echo nicht vollständig, bzw. nicht scharf abgrenzbar, so dass die eingezeichneten Linien in einem Graubereich liegen oder gelegt werden müssen. Es kommt daher zu größeren Schwankungen zwischen den einzelnen Messergebnissen. Eine weitere Fehlerquelle besteht auch darin, dass die Papillarmuskeln gelegentlich nicht eindeutig zu identifizieren sind, d.h. man kann sie nicht immer sicher von intraventrikulären Artefakten unterscheiden. Die MRT bietet dagegen in den meisten Fällen eine scharfe Konturtrennung zwischen Innenvolumen und Myokard, zudem können die Papillarmuskeln eindeutig dargestellt werden.

	Dia Innervo Sinusr. (ml)	Sys Innervo Sinusr. (ml)	Dia Innervo VHF (ml)	Sys Innervo VHF (ml)
Systematischer Fehler	2,16 (1,7%)	1,32 (2,3%)	-6,77 (-4,4%)	-6,31 (-7,2%)
Standardabweichung	9,77	8,63	17,54	14,08
10. Perzentil	-12,87	-8,93	-30,65	-27,37
90. Perzentil	13,75	10,24	21,28	11,16

Tab. 15: Zusammenfassung der statistischen Werte der Innenvolumina

Die Zahl in Klammern in der Spalte der systematischen Fehler nennt den prozentualen Fehler bezogen auf das mittlere Gesamtvolumen (Variationskoeffizient).

a. Innenvolumina in der Systole/Diastole bei Sinusrhythmus

Eine der Hauptanwendungsgebiete der Volumenberechnung ist die Größenbestimmung der Herzinnenvolumina und der abgeleiteten Parameter Ejektionsfraktion und Schlagvolumen. Dies wird im nächsten Teil ausführlicher diskutiert. Wie schon oben beschrieben sind die Ergebnisse bei normorhythmischen Herzen zufriedenstellend. Bei beiden Methoden gibt es außer der oben beschriebenen Problematik keine Schwierigkeiten in der Auswertung. Aus vielen Tiermodellversuchen und Patientenstudien ist bekannt, dass MRT und dreidimensionale Echokardiographie ausgesprochen gut korrelieren. Heusch hat dies in seiner Studie an Schweineherzen dargestellt [57], andere Autoren haben die transthorakale Echokardiographie mit der MRT verglichen [17, 48]. Da es bis heute keine Literatur über den direkten Vergleich zwischen MRT und TEE in der Kardiologie gibt, lässt sich aus Vergleichsstudien zwischen TEE und TTE zur Volumenbestimmung schließen [44, 45], dass die in dieser Arbeit behandelten Methoden ebenfalls gut übereinstimmen sollten.

b. Innenvolumina in der Systole/Diastole bei Vorhofflimmern

In Tabelle 6 ist zu erkennen, dass sich die Fehler der berechneten Herzvolumina zwischen Vorhofflimmern und Sinusrhythmus unterscheiden. Bei dem kleinsten in unserer Studie gemessenen Volumen bei Vorhofflimmern ergibt sich lediglich ein Fehler von 12% bis 13%, bei größeren Volumina verringert sich diese Fehlerquote. Wenn die absoluten Werte betrachtet werden, so können diese Methoden auch bei Vorhofflimmern im täglichen Praxisgebrauch verlässlich angewendet werden. Da in beiden Untersuchungen ein EKG mitläuft, kann der Untersucher die Ergebnisse je nach Schweregrad der Rhythmusstörung individuell interpretieren und die Genauigkeit der Volumenergebnisse bewerten.

11. Ejektionsfraktionen und Schlagvolumina

Ejektionsfraktion und Schlagvolumen sind für den Kardiologen von großer Bedeutung, da sie Ausdruck der Herzleistung sind.

Da es sich hier aber um errechnete Werte handelt, gehen natürlich auch Fehler aus den Primärdaten mit in die Berechnung ein, so dass sich die Fehler addieren und multiplizieren können.

	EF Sinusr. %	EF VHF %	SV Sinusr. (ml)	SV VHF (ml)
Systematischer Fehler	-0,51 (-1%)	0,39 (0,9%)	0,89 (1,4%)	-0,47 (-0,7%)
Standardabweichung	2,96	3,01	4,7	9,02
10. Perzentil	-4,08	-2,91	-5,7	-10,32
90. Perzentil	4,84	6,31	7,11	12,12

Tab. 16: Zusammenfassung der statistischen Werte von EF und SV

Die Zahl in Klammern in der Spalte der systematischen Fehler gibt den prozentualen Bestimmungsfehler des mittleren Gesamtvolumens an (Variationskoeffizient).

a. Ejektionsfraktionen und Schlagvolumina bei Sinusrhythmus

Wie oben erwähnt, werden die Fehler aus den Primärdatensätzen bei dieser Berechnung vergrößert. Da aber bei Sinusrhythmus die Primärdaten gut übereinstimmen, ist eine größere Abweichung nicht zu erwarten. Der systematische Fehler liegt bei beiden Parametern unter 1ml (Schlagvolumen), bzw. 1% (Ejektionsfraktion).

b. Ejektionsfraktionen und Schlagvolumina bei Vorhofflimmern

In Tabelle 7 ist zu erkennen, wie sich unterschiedlich gestreute Ergebnisse der anfänglichen Messungen auf die Ejektionsfraktion und auf das Schlagvolumen auswirken. Da die systematischen Fehler beider Gruppen und Subgruppen unterhalb der 1%-Marge liegen und die Standardabweichungen ebenfalls unseren Erwartungen und Vormessungen entsprechen, ist die Schlussfolgerung zulässig, dass die Ejektionsfraktionen und die Schlagvolumina sowohl in der MRT als auch in der Echokardiographie bei unterschiedlichen Herzrhythmen gleichwertig sind. Die etwas größere Standardabweichung bei den Ventrikeln mit Vorhofflimmern drückt aus, dass hier das einzelne Messergebnis unzuverlässiger ist als bei Ventrikeln mit Sinusrhythmus. Ebenso zeigt sich im T-Test für unverbundene Stichproben, dass beide abgeleiteten Parameter, die Ejektionsfraktion und das Schlagvolumen, sowohl bei Sinusrhythmus als auch bei Vorhofflimmern keine signifikanten Unterschiede aufweisen.

Sowohl aus den errechneten Daten als auch aus den Grafiken ist zu erkennen, dass sich sowohl für die Magnetresonanztomographie als auch für die transösophageale Echokardiographie hinsichtlich der Volumen- und Massenbestimmungen bei Vorhofflimmern und bei Sinusrhythmus etwa vergleichbare Ergebnisse ergeben. Wie erwartet lassen sich die Ventrikel mit Vorhofflimmern etwas ungenauer messen als die mit Sinusrhythmus. Die errechneten Werte, wie z.B. die Ejektionsfraktion und das Schlagvolumen, sind für beide Methoden und in beiden Gruppen vergleichbar.

V. Zusammenfassung

In der vorgelegten Studie sind die Massenvolumina und die Innenvolumina des rechten und linken Ventrikels von 36 Patienten (15 Frauen und 21 Männer) im Alter zwischen 24 und 82 Jahren (mittleres Alter 54 Jahre) von Januar 1999 bis April 2000 mittels transösophagealer Echokardiographie (TEE) und Magnetresonanztomographie (MRT) untersucht worden. Ziel ist es, die Anwendbarkeit dieser beiden Untersuchungsmethoden, ihre Übereinstimmungen und ihre Unterschiede bei der Messung von Massenvolumina und Innenvolumina beider Ventrikel unter Berücksichtigung von Sinusrhythmus und Vorhofflimmern zu überprüfen. Dabei werden sowohl die Innenvolumina, die freien Wände und die Septen jeweils in der Diastole und in der Systole verglichen als auch die abgeleiteten Parameter, Ejektionsfraktionen und Schlagvolumina.

Die Aufzeichnung erfolgt in der TEE mit einem HP SONOS 1500 (Hewlett-Packard, Palo Alto, USA) sowie einem parallel laufenden TomTec-Echo-Scan. Dabei ist eine Sonde mit einem rotierenden 5Mhz Schallkopf (HP Omni Plane) benutzt worden.

Bei allen Patienten besteht eine klinische Indikation zur TEE. Nach Aufklärung und Lagerung der Patienten ist die Sonde korrekt im Ösophagus positioniert worden. Die Bildakquisition erfolgt EKG-getriggert in 3° Schritten.

Die Daten werden mit dem Programm Echo View 4.0 (TomTec Imaging Systems Inc., München) weiterverarbeitet. Mit der Scheibchen-Summationsmethode werden die einzelnen Volumina in Systole und Diastole ermittelt. Jedes Volumen wird viermal vermessen und die Werte anschließend gemittelt.

Nach durchschnittlich 6 Tagen werden dieselben Patienten erneut in der MRT (1,5T Ganzkörper-MRT - ACS, Philips, Best, Niederlande) mit einer Synergy Cardiac Spule untersucht. Um potentiellen Bewegungsartefakten vorzubeugen wird eine T1-gewichtete Turbo-Gradientenecho-Sequenz mit einer Echozeit von 2 - 2,5msec, einer Relaxationszeit von 5 - 6msec. und einem Flip Angle von 25° bis 35° gewählt. Die Herzfrequenz wird mittels eines zweidimensionalen Vektor-EKG abgeleitet. Kurzachsenaufnahmen dienen als Grundlage für die Berechnung der Einzelvolumina. Sie werden ebenfalls mittels Scheibchen-Summationsmethode auf einer separaten Workstation (Sun Sparc Workstation, Sun Microsystems, Santa Clara, USA)

ausgewertet. Diese Auswertungen werden wie bei der TEE viermal wiederholt und die Werte anschließend gemittelt.

Nach Ausschluss zweier Patienten wegen zu ausgeprägter Artefakte in der echokardiographischen Untersuchung werden die Ergebnisse für die rechten ($n=29$) und die linken ($n=15$) Ventrikel sowie der normorhythmischen ($n=26$) und arrhythmischen ($n=18$) Patienten mittels T-Test für unverbundene Stichproben berechnet. Zwischen linken und rechten Ventrikeln ergeben sich bei der Volumenmessung keine signifikanten Unterschiede, so dass wir beide gepoolt haben. Da sich die Messergebnisse bei Ventrikeln mit Sinusrhythmus jedoch signifikant von denen mit Vorhofflimmern unterscheiden, muss hier eine Subgruppenanalyse durchgeführt werden. Die graphische und statistische Auswertung erfolgt mittels Bland-Altman-Plot [40].

Den Nachteilen der Echokardiographie, wie kleines Schallfenster, hohe Artefaktanfälligkeit und eingeschränkter Patientenkomfort bei der TEE-Untersuchung, stehen die Vorteile, wie die im Vergleich zum MRT geringen Anschaffungskosten, der geringere Personalaufwand, das große Indikationsspektrum und die im Gegensatz zur MRT fehlenden Kontraindikationen bei Herzschrittmacher, MRT-inkompatiblen Herzklappen oder Intensivpatienten gegenüber. Die Auswertungszeit liegt bei etwa 15 Minuten. Die vorrausgehende zusätzliche Untersuchungszeit ist variable.

Nachteil des MRT sind die enormen Anschaffungskosten, der Personalaufwand und die Kontraindikationen Herzschrittmacher, MRT-inkompatible Herzklappen und Klaustrophobie. Die Vorteile sind vor allem die hohe Reproduzierbarkeit, die vielseitigen Anwendungsmöglichkeiten im Bereich der Kardiologie und die hohe Bildauflösung. Die Untersuchungs- und Auswertezeit für die reine Volumenbestimmung dauert ca. 10 -15 Minuten.

Besonders bei systolischen Messungen zeigt sich ein Unterschied zwischen den Ventrikeln mit Sinusrhythmus und denen mit Vorhofflimmern, da das exakte systolische Bild des kleinsten Herz-Innenvolumens bei arrhythmischen Herzen oft nicht exakt erfasst werden kann. Die Standardabweichungen der Innen- und Massenvolumina der freien Wände betragen bei Herzen mit Vorhofflimmern $> 10\text{ml}$, bei denen mit Sinusrhythmus $< 10\text{ml}$. Die Septen bilden eine Ausnahme, da sich in

den Messergebnissen kein wesentlicher Unterschied zwischen beiden Methoden sowie beiden Rhythmuszuständen zeigt. Dies erklärt sich aus dem einfachen anatomischen Aufbau und der allzeit guten Abgrenzbarkeit der Septen in der MRT und im Echo.

Die Massenvolumina der freien Wände der rechten und linken Ventrikel und der Septen zeigen bei Sinusrhythmus keinen wesentlichen Unterschied. Die freien Wände zeigen zwar eine etwas größere Streuung, absolut betrachtet sind diese Unterschiede jedoch zu tolerieren.

Bei der Bestimmung der Innenvolumina zeigen sich ebenfalls Unterschiede zwischen arrhythmischen und rhythmischen Herzen. Bei Sinusrhythmus stimmen die Ergebnisse beider Methoden gut überein, die Ergebnisse bei Vorhofflimmern weisen wieder deutliche prozentuale Differenzen auf. Absolut betrachtet spielt diese Unschärfe aber für die Praxis keine Rolle, da die Messwertschwierigkeiten bei Vorhofflimmern zum großen Teil auf echokardiographische Artefakte zurückzuführen sind (ungenau Abgrenzung der Innenwände und unsichere Identifikation der Papillarmuskeln).

In den sekundär berechneten Datensätzen (Ejektionsfraktion und Schlagvolumen) multiplizierten und addierten sich die oben beschriebenen Fehler. Obwohl die Primärdaten bei Sinusrhythmus und Vorhofflimmern teils gute und teils weniger gute Übereinstimmung gezeigt haben, liegt der Unterschied zwischen beiden Methoden schließlich unter 1% in der EF und unter 1ml bei dem SV, so dass die Messergebnisse insgesamt als zuverlässig und ausreichend genau anzusehen sind.

VI. Technische und pathologische Grundlagen

Dieses Kapitel soll dem Verständnis der technischen und pathologisch-anatomischen Grundlagen der vorgestellten Studie dienen. Grundlagen sollen hier kurz beschrieben werden. Für einen genaueren Einblick in die Technik der MRT und der Echokardiographie stehen ausführliche Lehrbücher zur Verfügung.

1. MRT

a. Die Resonanz

Die Magnetresonanztomographie nutzt das Dipolmoment, das durch die Eigenrotation, den sogenannten Spin, der Atomkerne des Wasserstoffs um eine feste Achse entsteht. Unter einem von außen auf den Spin einwirkendes starkes Magnetfeld richten sich die sonst ungeordneten Dipole entweder parallel oder antiparallel entlang des Magnetfeldes (B^0) aus. Die parallele Ausrichtung ist energetisch etwas günstiger als die antiparallele und kommt entsprechend etwas häufiger vor. Bei genauerer quantenmechanischer Analyse der Spins zeigt sich allerdings, dass sie weder genau parallel noch antiparallel zum Magnetfeld stehen, sondern in einem bestimmten Winkel. Deshalb beginnen sie sich rotierend an der Richtung des Magnetfeldes auszurichten, wie ein leicht schräg rotierender Kreisel, der versucht, sich im Gravitationsfeld zu orientieren. Diese sogenannte Präzessionsbewegung hat eine charakteristische Frequenz, die Larmorfrequenz, die von der Stärke des Magnetfeldes abhängig ist und sich proportional zu ihr verhält.

Larmor Gleichung: $\omega = \gamma \times B^0$

ω = Larmorfrequenz in MHz

γ = gyromagnetisches Verhältnis, Konstante, die für jedes Element einen typischen Wert besitzt, z.B. für Protonen ist $\gamma = 42,48 \text{ MHz/Tesla}$

B^0 = Stärke des Magnetfeldes in Tesla

Nach dieser Gleichung beträgt die Larmorfrequenz für Protonen bei $1,5 \text{ T} = 63,8 \text{ MHz}$.

Alle kleinen Magnetfelder der Dipole können zu dem Summationsvektor „ M_z “ zusammengefasst werden, der in Richtung des äußeren Magnetfeldes B^0 angeordnet ist.

Bei Anwendung eines Hochfrequenzimpulses mit genau dieser Präzessionsfrequenz erreicht man eine Gleichbesetzung beider Energieniveaus und damit eine Aufhebung der vorher bestandenen Magnetisierung in z-Richtung. Bei einer definierten Dauer eines Hochfrequenzimpulses schwenkt der Hauptvektor der neuen Magnetisierung vollständig in die xy-Ebene, weshalb er auch als 90° Impuls bezeichnet wird. Sämtliche Spins führen dabei zunächst eine phasensynchrone Rotation durch. Die Oszillationen des so entstandenen Magnetfeldes lassen sich mit Hilfe einer Empfangsspule ableiten und in ihrer Entwicklung verfolgen. Die eigentlichen MR-Signale sind die, deren Anfangsamplitude um so größer ist, je mehr Spins innerhalb der untersuchten Probe vorhanden sind und je größer die so erreichte Magnetisierung ist. Die Signalintensität ist daher auch gleichzeitig ein Maß für die Konzentration der entsprechenden Atomkerne in der Probe.

Die Amplitude des MR-Signals bleibt allerdings nicht konstant, sondern nimmt mit der Zeit ab, da das Kernsystem nach der Anregung wieder dem alten Gleichgewichtszustand zustrebt. Dieses Phänomen bezeichnet man als kernmagnetische Relaxation. Hierbei kann man zwei Entwicklungen unterscheiden:

a.1. T_1 : Longitudinale Relaxation

Mit der Zeit richten sich die Spins in die z-Richtung, also entlang des äußeren Magnetfeldes B^0 , aus. Die Projektion des Magnetisierungsvektors M auf die xy-Ebene nimmt langsam ab, und das MR-Signal wird entsprechend immer kleiner. Gleichzeitig baut sich im Gegenzug die Magnetisierung in der z-Achse wieder auf, was als longitudinale Relaxation bezeichnet wird. Diese geschieht unter Abgabe von Energie an die Umgebung. Die Zeitkonstante dieses Vorgangs wird mit T_1 bezeichnet. Sie ist abhängig von der Stärke des äußeren Magnetfeldes B^0 und der inneren Bewegung der Moleküle. Sie liegt bei 1,5 Tesla für Körpergewebe in der Größenordnung zwischen einer halben bis zu mehreren Sekunden.

a.2. T_2/T_2^* : Transversale Relaxation

Die transversale Relaxation wird durch die Wechselwirkung der angeregten Spins untereinander hervorgerufen. Die einzelnen Spins weisen nach einem Hochfrequenzimpuls phasensynchrone Rotationen auf, d.h. sie sind „in Phase“. Nach und nach geraten sie aber „außer Phase“ und rotieren mit geringfügig verschiedenen Frequenzen. Mit der Zeit heben sich die einzelnen transversalen Vektoren auf, so dass das MR-Signal verschwindet. Es wird keine Energie nach außen abgegeben, sondern die einzelnen Spins tauschen lediglich untereinander Energie aus. Diese Spin-Spin Wechselwirkung bestimmt die T_2 Relaxationszeit. Der zusätzliche Phasenerfall durch die Einwirkung der Maschine und des Körper selbst, lässt eine weitere Inhomogenität entstehen, die mit T_2^* bezeichnet wird [36, 67, 68].

a.3. Schnelle Bildgebung mit Gradientenechos

Zur Verkürzung langer Messzeiten, sind verschiedene Techniken entwickelt worden. Es haben sich vor allem Verfahren mit kurzer Repetitionszeit (TR) durchgesetzt. Bei der konventionellen Spin-Echo-Technik werden mit einer solchen TR-Verkürzung durch Verschlechterung des Signal-Rausch-Verhältnisses qualitativ schlechtere Bilder erzeugt. Bei der Gradienten-Echo-Technik wird anstelle des 180° -Refokussierungsimpulses sofort nach dem Anregungsimpuls der umgekehrte Auslesegradient (G_x) appliziert und so eine künstliche Dephasierung erreicht. Direkt anschließend wird ein positiver Auslesegradient angelegt, wodurch die künstliche Dephasierung wieder aufgehoben wird. Allerdings bleibt im Gegensatz zum Spin-Echo die durch Inhomogenitäten des äußeren Magnetfeldes induzierte Dephasierung bestehen, was zur Verzerrung des Bildes führen kann. Dies erklärt den bei der klinischen MRT betriebenen großen technischen Aufwand in der Anwendung von supraleitenden Magneten und der Feinabstimmung der Feldhomogenität vor Beginn der Messung. Dadurch können Artefakte ausreichend reduziert werden.

b. Artefakte

Zu den drei Hauptfaktoren, die die Bildgebung negativ beeinflussen können, gehören Inhomogenitäten der Felder, fehlerhafte Ortskodierung und Phasendifferenzen.

Lokale Feldinhomogenitäten treten vor allem an Grenzflächen zwischen Gewebe und gasgefüllten Räumen auf, wie z.B. in den Bronchien. Metallimplantate verursachen Auslöschungs-Artefakte. Dies tritt besonders bei der Gradienten-Echo-Technik auf. Durch den Wegfall des 180° Impulses werden solche Feldunterschiede - verursacht durch Phasenunterschiede - refokussiert.

Eine fehlerhafte Ortskodierung kann durch Bewegungen des angeregten Spins entstehen, wenn er sich durch den Gradienten bewegt. Hat ein Spin zur Zeit des Echos keine Kohärenz zu den übrigen Spins der Schicht, so entsteht dort eine Signalauslöschung. Die Bewegung des Spins kann aber auch bei erhaltener Schichtkohärenz zu einer Veränderung der Frequenz führen, wenn sie einer anderen Position als die der Schicht entspricht. Solche Bewegungen können zum Beispiel durch die Atmung entstehen und den diagnostischen Wert der Bilder teilweise einschränken.

Unter Phasendifferenz versteht man die unterschiedlichen Kreiselfrequenzen einzelner Spins. Diese treten ganz besonders an Grenzflächen zwischen Fett und Wasser auf. Auch hier macht sich wieder der fehlerhafte 180° -Impuls bemerkbar. Mit zunehmender Echozeit nimmt auch die Phasendifferenz zu. Sie kann bis 180° erreichen und zu kompletter Signalauslöschung führen. Es bestehen zwar theoretische Ansätze diese Signalauslöschung zu minimieren, sie haben aber den Nachteil, die Messzeit zu verlängern.

Messwiederholungen und Mittelwertbildung können ein schlechtes Signal-Rausch-Verhältnis ausgleichen. Die Homogenisierung des äußeren Magnetfeldes wird durch supraleitende Magnete und Feinabstimmung vor jeder Pulssequenz erreicht [68, 69].

2. Echokardiographie

a. Ultraschall

Die derzeitige Standardmethode zum Nachweis von Herzvolumenveränderungen ist die Echokardiographie. Sie basiert auf dem Prinzip der Reflexion von Ultraschallwellen an Grenzflächen. Die Aussendung von Ultraschallwellen und die Registrierung der reflektierten Wellen gestattet die Anwendung in der kardiologischen Diagnostik.

a.1. M-Mode und eindimensionale Echokardiographie

Im M-Mode (motion-mode) wird die Entfernung von Grenzflächen (z.B. zwischen Ventrikelvolumen und Epikard) zum Ultraschallkopf in der Zeit registriert. Wegen der Verwendung eines einzigen Schallelementes wird nur eine räumliche Dimension mit hoher zeitlicher Auflösung erfasst. Diese Methode ist daher für die Auswertung von schnellen Herzbewegungen, wie z.B. Klappen- oder Wandbewegungen hervorragend geeignet [70].

a.2. Zweidimensionale Echokardiographie

Die zweidimensionale Echokardiographie liefert ein Schnittbild des Herzens in zwei Ebenen. Dies wird dadurch erreicht, dass der Schallstrahl z.B. 30 mal pro Sekunde über ein Segment mit einem Öffnungswinkel von bis zu 90° läuft. Dieses Untersuchungsverfahren zeichnet sich durch ein ausgezeichnetes Auflösungsvermögen aus und ermöglicht die Analyse von bewegten Strukturen während des Herzzyklus. Da die zeitliche Auflösung nicht gleich gut ist wie bei der eindimensionalen Echokardiographie, erscheinen die Bilder hier etwas verwaschener, dafür erhält man aber Schnittbilder [70].

b. Artefakte

Eine der wichtigsten Artefaktquellen liegt in der suboptimalen Qualität der Bildgewinnung durch verminderte Gewebepenetration. Dies ist oft auf den körperlichen Habitus des Patienten, auf schalldichte Körperteile wie Knochen, Prothesen und Metallimplantate, sowie auf schallabsorbierendes Gewebe wie z.B. der Lunge zurückzuführen. Diese stark schallreflektierenden Materialien erzeugen einen sogenannten Schallschatten, der die distal liegenden Strukturen verdeckt.

Ein weiteres Phänomen ist die Reverberation, d.h. multiple lineare Echosignale mit großer Amplitude. Ein solches Echosignal entsteht zwischen zwei stark reflektierenden Geweben, zwischen denen das Signal für kurze Zeit eingeschlossen ist. Das Signal kehrt erst nach kurzer Verzögerung wieder zum Transducer zurück. Im Bild stellt sich eine relativ parallele, irreguläre, dichte Struktur dar.

Refraktion der Ultraschallwellen können Doppelbilder entstehen lassen. Ursache ist ein proximal gelegenes Hindernis, an dem die Ultraschallwellen abgelenkt werden, wodurch ein doppeltes oder überlappendes Bild erzeugt wird. Dieses Artefakt erklärt sich durch die Ablenkung des Strahls durch ein Hindernis in der Nähe des Transducers. Wird die abgelenkte Ultraschallwelle zurück in Richtung Empfänger reflektiert, entsteht ein Bild am falschen Ort, ein Doppelbild.

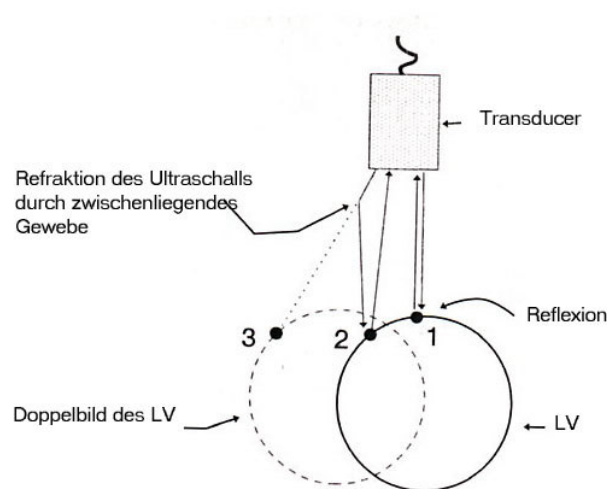


Abb. 29: Schematische Darstellung der Entstehung eines Doppelbild-Artefaktes in der zweidimensionalen Echokardiographie. (LV = Linker Ventrikel) [70]

Ein mehrdeutiger Erfassungsbereich (range ambiguity) tritt dann auf, wenn ein Echosignal eines vorhergehenden Zyklus den Empfänger erst im nächsten Zyklus erreicht. Dadurch werden distal gelegene Strukturen zu weit proximal abgebildet. Dieses Artefakt lässt sich durch Veränderung der Puls-Repetitionsfrequenz oder der Tiefeneinstellung korrigieren.

Eine weitere Form der range ambiguity kann dann auftreten, wenn eine Ultraschallwelle an einem transducernahen Gebilde z.B. Rippe und zusätzlich an der zu messenden kardialen Struktur reflektiert wird. Den Empfänger erreichen dann zwei Wellen, wodurch zwei gleiche kardiale Strukturen an verschiedenen anatomischen Positionen dargestellt werden. So sieht man in manchen Bildern fälschlicherweise zwei linke Ventrikel [70] .

3. Pathologische Grundlagen und deren Einfluß auf die Ventrikel

Auf die Pathophysiologie, Klinik und Therapie der Aortenklappeninsuffizienz /-stenose , der Mitralklappeninsuffizienz /-stenose, der Trikuspidalinsuffizienz und des Vorhofflimmerns soll hier nicht weiter eingegangen werden. Nur die seltener in der Klinik vorkommenden Krankheitsbilder werden kurz erläutert. Neuste epidemiologische Erkenntnisse über Klappenfehler können der Studie von Singh in der Framingham Studie von 1999 entnommen werden [71].

a. Ventrikelseptumdefekt (VSD)

Der Ventrikelseptumdefekt gehört zu den häufigsten Herzmalformationen mit einer jährlichen Inzidenz von 75 auf 1000 Lebendgeborene. In dieser hohen Anzahl sind allerdings auch minimalste VSD mit eingeschlossen, die sich in den ersten Monaten spontan verschließen [72]. Der VSD tritt isoliert oder kombiniert mit anderen Herzfehlern auf. Das Ventrikelseptum besteht aus vier verschiedenen Teilen: das membranöse, das Inlet, das trabekuläre und das infundibuläre Septum. Angeborene Defekte entstehen entweder durch fehlende Fusion oder durch Wachstumsdefizit des embryonalen Septumanteils. Im Erwachsenenalter können Ventrikelseptumdefekte als Postinfarkt-Komplikation in ca.1-3% der Fälle in den ersten 7 Tagen nach dem

Infarktgeschehen entstehen [73]. Am häufigsten ist der membranöse Teil betroffen. Die Lokalisation des Defektes hat allerdings einen weitaus kleineren Effekt auf Hämodynamik und ventrikuläre Veränderung als die Größe des Shunts. Durch den permanenten Links-Rechts-Shunt entsteht ein pulmonaler Hochdruck und eine rechtsventrikuläre Hypertrophie. Die Diagnostik ist wichtig, da der pulmonale Hochdruck chronifizieren und irreversibel werden kann. Das Endresultat kann die Eisenmenger-Reaktion sein, bei der der Gefäßdruck des kleinen Kreislaufes den des Großen übersteigt, so dass eine Flussumkehr im Ventrikelseptumdefekt stattfindet. Die Diagnose des VSD sollte möglichst früh nach der Geburt, bzw. nach einem Myokardinfarkt gestellt werden. Bei zu großem Shuntvolumen muss rechtzeitig operativ eingegriffen werden, weil sonst Lebenserwartung der Betroffenen deutlich eingeschränkt ist [74].

b. Vorhofseptumdefekt

Der Vorhofseptumdefekt kommt als angeborener Herzfehler relative häufig vor. Die wichtigsten Formen sind der Septum Primum-, der Septum Secundum- und der Fossa ovalis-Defekt. Da es sich hier wie beim Ventrikelseptumdefekt um einen Links-Rechts-Shunt handelt, bestehen auch die gleichen Gefahren der hämodynamischen und ventrikulären Veränderungen [75-77].

c. Carcinoid Syndrom

Das Carcinoid Syndrom wird durch einen metastasierenden Carcinoid-Tumor des Gastrointestinaltraktes ausgelöst und ist charakterisiert durch Flush-artige Hauterscheinung, Diarrhö, Bronchokonstriktion und endokardiale Plaques, die aus einer besonderen Art von fibrösem Bindegewebe besteht. Diese vasomotorischen, bronchokonstriktischen und kardialen Manifestationen sind auf tumoröse Sekretionen von biogenen Aminen und verschiedenen Polypeptiden (Serotonin und atrial natriuretic peptide – ANP) zurückzuführen, wobei die genauen Ursachen bis heute unbekannt sind [78, 79]. Nahezu alle Carcinoid-Patienten entwickeln Diarrhoe und eine Flush-Symptomatik, ungefähr die Hälfte der Betroffenen entwickeln eine

Endokardfibrose des rechten Herzens, die zu einer Pulmonalstenose und Tricuspidalinsuffizienz führen kann. Ein Viertel der Patienten mit kardialer Beteiligung wird durch pathologische Veränderungen des rechten Ventrikels klinisch auffällig.

60 bis 90% der Tumoren haben ihren Ursprung im Dünndarm und Appendix, der übrige Teil geht vom restlichen Gastrointestinaltrakt oder von den Bronchien aus [80, 81], [82].

VII. Literaturquellen

1. Side, C. and R. Gosling, *Non-surgical assessment of cardiac function (letter to the editor)*. Nature, 1971. **232**: p. 335-6.
2. Franzin, L., et al., *Esophageal echocardiography*. Circulation, 1976. **54**: p. 102-8.
3. Hisagana, K., et al., *A new transesophageal real-time two-dimensional echocardiographic system using a flexible tube and its clinical application*. Proc Jpn Soc Ultrasonics Med, 1977. **32**: p. 43-4.
4. DiMagno, E., et al., *Ultrasonic endoscope*. Lancet, 1980. **1**: p. 629-31.
5. Hisagana, K., et al., *High speed rotating scanner for transesophageal cross-sectional echocardiography*. Am J Cardiology, 1980. **46**: p. 837-42.
6. Souquet, J., et al., *Transesophageal phased array for imaging the heart*. IEEE Trans Biomed Eng, 1982. **29**: p. 707-12.
7. Schlüter, M., et al., *Transesophageal cross-sectional echocardiography with a phased array transducer system: technique and initial clinical results*. Br Heart J, 1982. **48**: p. 67-72.
8. Cucchiara, R.F., et al., *Air embolism in upright neurosurgical patients: detection and localization by two-dimensional transesophageal echocardiography*. Anesthesiology, 1984. **60**(4): p. 353-5.
9. Kremer, P., et al., *Intraoperative monitoring of left ventricular performance by transesophageal M-mode and 2-D echocardiography (abstract)*. Am J Cardiology, 1982. **49**: p. 956.
10. Erbel, R., et al., *Detection of aortic dissection by transesophageal echocardiography*. Br Heart J, 1987. **58**: p. 45-51.
11. Erbel, R., et al., *Echocardiography in diagnosis of aortic dissection*. Lancet, 1989: p. 457-61.
12. Erbel R., M.J., Seward JB., Tajik AJ., *Transesophageal Echocardiography - A New Window to the Heart*. 1 ed. Vol. 1. 1989, Berlin: Springer-Verlag. 359.
13. Nixon, J. and S. Saffer, *Three-dimensionale echoventriculography (abstract)*. Circulation, 1978. **57**(2): p. 157.
14. Sawada, H., et al., *Three dimensional reconstruction of the left ventricle from multiple cross sectional echocardiograms. Value for measuring left ventricular volume*. Br Heart J, 1983. **50**(5): p. 438-42.

15. Siu, S.C., et al., *Three-dimensional echocardiography: the influence of number of component images on accuracy of left ventricular volume quantitation*. J Am Soc Echocardiogr, 1996. **9**(2): p. 147-55.
16. Keller, A.M., *Positional localization: three-dimensional transthoracic echocardiographic techniques for the measurement of cardiac mass, volume, and function*. Echocardiography, 2000. **17**(8): p. 745-8.
17. Vogel, M., et al., *Comparison of transthoracic three dimensional echocardiography with magnetic resonance imaging in the assessment of right ventricular volume and mass*. Heart, 1997. **78**(2): p. 127-30.
18. Roelandt, J.R. and J. Folkert, *Ultrasonic dynamic three-dimensional visualization of the heart with a multiplane transesophageal imaging transducer*. J Am Soc Echocardiogr, 1994. **7**: p. 217-29.
19. Bloch, F., W. Hansen, and M. Packard, *Nuclear induction*. Phys Rev, 1946. **69**: p. 127.
20. Purcell, E., H. Torrey, and R. Pound, *Resonance absorption by nuclear magnetic moments in a solid*. Phys Rev, 1946. **69**: p. 37.
21. Singer, J.R., *Blood flow rates by nuclear magnetic resonance measurements*. Science, 1959(130): p. 1652-1653.
22. Stejskal E.O., T.J.E., *Spin Diffusion Measurements: Spin Echoes in the Presence of Time Dependent Field Gradient*. Journal of Chemical Physics, 1965. **42**(1): p. 288-292.
23. Damadian, R., et al., *Human tumors by NMR*. Physiol Chem Phys, 1973. **5**(5): p. 381-402.
24. Koops, W., *MR Imaging Compendium*. 2 ed. Philips Medical Systems. 1987: Philips Medical Systems. 6-24.
25. Ernst, R.R., *Nobel Lecture. Nuclear magnetic resonance Fourier transform spectroscopy*. Biosci Rep, 1992. **12**(3): p. 143-87.
26. Frahm, P., A. Haase, and D. Matthaei, *Rapid three-dimensional MR imaging using the flash technique*. J Comp Assist Tomogr, 1986. **10**(2): p. 363-368.
27. Sechtem, U., et al., *Measurement of right and left ventricular volumes in healthy individuals with cine MR imaging*. Radiology, 1987. **163**(3): p. 697-702.
28. Koch, J.A., et al., *Right and left ventricular volume measurements in an animal heart model in vitro: first experiences with cardiac MRI at 1.0 T [In Process Citation]*. Eur Radiol, 2000. **10**(3): p. 455-8.

29. Jauhiainen, T., et al., *MR gradient echo volumetric analysis of human cardiac casts: focus on the right ventricle*. J Comput Assist Tomogr, 1998. **22**(6): p. 899-903.
30. Forbat, S.M., et al., *Rapid assessment of left ventricular volume by short axis cine MRI*. Br J Radiol, 1996. **69**(819): p. 221-5.
31. Boxt, L.M. and J. Katz, *Magnetic resonance imaging for quantitation of right ventricular volume in patients with pulmonary hypertension*. J Thorac Imaging, 1993. **8**(2): p. 92-7.
32. Boxt, L.M., *MR imaging of pulmonary hypertension and right ventricular dysfunction*. Magn Reson Imaging Clin N Am, 1996. **4**(2): p. 307-25.
33. Obeid, A., *Transesophageal echocardiography: examination in the clinical setting*. Hewlett Packard application note, 1991: p. 1-6.
34. Duann, J., et al., *Computer system for four-dimensional transesophageal echocardiographic image reconstruction*. Computerized Med Imaging and Graphics, 1999. **23**: p. 173-79.
35. Wollschläger, H., *3D-Echokardiographie mathematische Grundlagen und technische Realisierung*. Herz, 1995. **20**: p. 225-35.
36. Köchli, V. and B. Marincek, *Wie funktioniert MRI? Einführung in Physik und Funktionsweise der Magnetresonanzbildgebung*. 2 ed. 1998, Berlin: Springer. 70.
37. Taylor AM, P.D., *Valvular Heart Disease*, in *Magnetic Resonance of the Heart and Great Vessels*, D.A. Bogaert J, Rademakers FE, Editor. 2000, Springer-Verlag: Berlin, Heidelberg. p. 205-221.
38. Globits, S. and C. Higgins, *Adult heart disease*, in *Clinical magnetic resonance imaging*, R. Edelman, M. Zlatkin, and J. Hesselink, Editors. 1996, W.B. Saunders Company: Philadelphia. p. 1711-56.
39. Marcus, J.T., et al., *MRI-derived left ventricular function parameters and mass in healthy young adults: relation with gender and body size*. Int J Card Imaging, 1999. **15**(5): p. 411-9.
40. Bland, J.M. and D.G. Altman, *Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement*. Lancet, 1986. **1**(8476): p. 307-10.
41. Teupe, C., et al., *Determination of left ventricular mass by three-dimensional echocardiography: in vitro validation of a novel quantification method using*

- multiple equi-angular rotational planes for rapid measurements.* Int J Cardio-vasc Imaging, 2002. **18**(3): p. 161-7.
42. Grothues, F., et al., *Comparison of interstudy reproducibility of cardiovascular magnetic resonance with two-dimensional echocardiography in normal subjects and in patients with heart failure or left ventricular hypertrophy.* Am J Cardiol, 2002. **90**(1): p. 29-34.
 43. Kececioglu, D., et al., *Reproducibility of quantitative pediatric transesophageal echocardiography.* J Am Soc Echocardiogr, 1995. **8**(5 Pt 1): p. 735-8.
 44. Vargas-Barron, J., *[Echocardiography advances in infarction of the right ventricle].* Arch Cardiol Mex, 2001. **71 Suppl 1**: p. S177-82.
 45. Kuhl, H.P., et al., *Transesophageal 3-dimensional echocardiography: in vivo determination of left ventricular mass in comparison with magnetic resonance imaging.* J Am Soc Echocardiogr, 2000. **13**(3): p. 205-15.
 46. Binder, T., et al., *Three-dimensional echocardiography using a transoesophageal imaging probe. Potentials and technical considerations.* Eur Heart J, 1996. **17**(4): p. 619-28.
 47. Arbeille, P., et al., *Real-time 3-D ultrasound acquisition and display for cardiac volume and ejection fraction evaluation.* Ultrasound Med Biol, 2000. **26**(2): p. 201-8.
 48. Schalla, S., et al., *Comparison of magnetic resonance real-time imaging of left ventricular function with conventional magnetic resonance imaging and echocardiography.* Am J Cardiol, 2001. **87**(1): p. 95-9.
 49. Nagel, E., et al., *[Influence of image quality on the diagnostic accuracy of dobutamine stress magnetic resonance imaging in comparison with dobutamine stress echocardiography for the noninvasive detection of myocardial ischemia].* Z Kardiol, 1999. **88**(9): p. 622-30.
 50. Jauhiainen, T., V.M. Jarvinen, and P.E. Hekali, *Evaluation of methods for MR imaging of human right ventricular heart volumes and mass.* Acta Radiol, 2002. **43**(6): p. 587-92.
 51. Myerson, S.G., N.G. Bellenger, and D.J. Pennell, *Assessment of left ventricular mass by cardiovascular magnetic resonance.* Hypertension, 2002. **39**(3): p. 750-5.

52. Thiele, H., et al., *Improved accuracy of quantitative assessment of left ventricular volume and ejection fraction by geometric models with steady-state free precession*. J Cardiovasc Magn Reson, 2002. **4**(3): p. 327-39.
53. Alfakih, K., et al., *Comparison of right ventricular volume measurement between segmented k-space gradient-echo and steady-state free precession magnetic resonance imaging*. J Magn Reson Imaging, 2002. **16**(3): p. 253-8.
54. Vignaux, O., et al., *Reproducibility of left ventricular mass measurement using a half-Fourier black-blood single-shot fast spin-echo sequence within a single breath hold: comparison with a conventional multiple breath-hold segmented gradient echo technique in patients*. J Magn Reson Imaging, 2002. **15**(6): p. 654-60.
55. Bellenger, N.G., et al., *Establishment and performance of a magnetic resonance cardiac function clinic*. J Cardiovasc Magn Reson, 2000. **2**(1): p. 15-22.
56. von Schulthess, G.K. and J. Schwitter, *Cardiac MR imaging: facts and fiction*. Radiology, 2001. **218**(2): p. 326-8.
57. Heusch, A., et al., *Volumetric analysis of the right and left ventricle in a porcine heart model: comparison of three-dimensional echocardiography, magnetic resonance imaging and angiocardiology*. Eur J Ultrasound, 1999. **9**(3): p. 245-55.
58. Keller, A.M., et al., *In vivo measurement of myocardial mass using nuclear magnetic resonance imaging*. J Am Coll Cardiol, 1986. **8**(1): p. 113-7.
59. Koch, J.A., et al., *Right and left ventricular volume measurements in an animal heart model in vitro: first experiences with cardiac MRI at 1.0 T*. Eur Radiol, 2000. **10**(3): p. 455-8.
60. Hundley, W.G., et al., *Comparison of quantitation of left ventricular volume, ejection fraction, and cardiac output in patients with atrial fibrillation by cine magnetic resonance imaging versus invasive measurements*. Am J Cardiol, 1996. **78**(10): p. 1119-23.
61. Schulthess, G.K.v., *Morphology and Function in MRI - cardiovascular and renal systems*. 1989, Berlin: Springer-Verlag.
62. Devlin, A.M., N.R. Moore, and I. Ostman-Smith, *A comparison of MRI and echocardiography in hypertrophic cardiomyopathy*. Br J Radiol, 1999. **72**(855): p. 258-64.

63. Moon, M.R., et al., *Septal function during left ventricular unloading*. Circulation, 1997. **95**(5): p. 1320-7.
64. Piene, H. and E.S. Myhre, *Position of interventricular septum during heart cycle in anesthetized dogs*. Am J Physiol, 1991. **260**(1 Pt 2): p. H158-64.
65. Unbekannter_Author, *Transesophageal echocardiography in atrial fibrillation: standards for acquisition and interpretation and assessment of interobserver variability*. Stroke Prevention in Atrial Fibrillation Investigators Committee on Echocardiography. J Am Soc Echocardiogr, 1996. **9**(4): p. 556-66.
66. Rominger, M.B., et al., *[Accuracy of right and left ventricular heart volume and left ventricular muscle mass determination with cine MRI in breath holding technique]*. Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr, 1999. **170**(1): p. 54- 60.
67. Crooks, L. and L. Kaufmann, *Basic physical principles*, in *Magnetic resonance imaging of the body*, C. Higgins and H. Hricak, Editors. 1987, Raven Press: New York. p. 11-21.
68. Nitz, W.R., *Grundlegende Prinzipien der MR-Bildgebung*, in *Klinische MR-Bildgebung*, P.P.M. Reimer P., Stichnoth F.-A., Editor. 1999, Springer-Verlag: Berlin. p. 1-39.
69. Harris, R. and G. Wesbey, *Artifacts in magnetic resonance imaging*, in *Magnetic Resonance Annual 1988*, H. Kressel, Editor. 1988, Raven Press: New York.
70. Otto, C. and A. Pearlman, *Textbook of clinical echocardiography*. 1 ed. 1995, Philadelphia: W B Saunders Company.
71. Singh, J.P., et al., *Prevalence and clinical determinants of mitral, tricuspid, and aortic regurgitation (the Framingham Heart Study)*. Am J Cardiol, 1999. **83**(6): p. 897-902.
72. Hoffman, J.I. and S. Kaplan, *The incidence of congenital heart disease*. J Am Coll Cardiol, 2002. **39**(12): p. 1890-900.
73. Ewald, G.A.M., Clark R., *Manual of Medical Therapeutics*. 28 ed, ed. T.W. Manual. 1995, Boston: Little, Brown and Company. 110.
74. Cheng, C.F., J.K. Wang, and M.H. Wu, *Morphological characterization of ventricular septal defect with posterior deviation of the outlet septum*. Cardiology, 1998. **89**(2): p. 134-9.

75. Ferreira Martins, J.D. and R.H. Anderson, *The anatomy of interatrial communications--what does the interventionist need to know?* Cardiol Young, 2000. **10**(5): p. 464-73.
76. Drinkwater, D.C., Jr. and H. Laks, *Unbalanced atrioventricular septal defects*. Semin Thorac Cardiovasc Surg, 1997. **9**(1): p. 21-5.
77. Dzwonczyk, T. and W.R. Davidson, Jr., *The spectrum of left ventricular-right atrial communications in the adult: essentials of echocardiographic assessment*. J Am Soc Echocardiogr, 1995. **8**(3): p. 263-9.
78. Moller, J.E., et al., *Factors associated with progression of carcinoid heart disease*. N Engl J Med, 2003. **348**(11): p. 1005-15.
79. Zuetenhorst, J.M., et al., *Carcinoid heart disease*. Cancer, 2003. **97**(7): p. 1609-1615.
80. Braunwald, *Restrictive and Infiltrative Cardiomyopathies*. 8 ed. Heart Disease, ed. Braunwald. Vol. 1. 2001, Philadelphia: W.B.Saunders. 1782-83.
81. Langhans, P., et al., *[Carcinoid and carcinoid syndrome]*. Med Klin, 1979. **74**(46): p. 1721-8.
82. MSD Sharp&Dohme GmbH, M., *MSD-Manual der Diagnostik und Therapie*. 5 ed. 1993, München: Urban & Schwarzenberg.

VIII. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1.: Schnittebenen der TEE [12]	5
Abb. 2: Prinzip der Rotationssonde und der Bilderstellung [18]	13
Abb. 3: Umwandlung eines polaren in ein kartesisches Koordinatensystem [34].....	14
Abb. 4: Schnittebenen der Kurzachse [37]	16
Abb. 5: Diastolische Innenvolumina bei Sinusrhythmus n=26.	34
Abb. 6: Diastolische Innenvolumina bei Vorhofflimmern n=18.	34
Abb. 7: Diastolische freie Wände bei Sinusrhythmus n=26	36
Abb. 8: Diastolische freie Wände bei Vorhofflimmern n=18	36
Abb. 9: Diastolische Septen bei Sinusrhythmus , n=26.....	38
Abb. 10: Diastolische Septen bei Vorhofflimmern n=18	38
Abb. 11: Systolische Innenvolumina bei Sinusrhythmus n=26.....	40
Abb. 12: Systolische Innenvolumina bei Vorhofflimmern n=18	40
Abb. 13: Systolische freie Wände bei Sinusrhythmus n=26	42
Abb. 14: Systolische freie Wände bei Vorhofflimmern n=18	42
Abb. 15: Systolische Septenvolumina bei Sinusrhythmus n=26	44
Abb. 16: Systolische Septenvolumina bei Vorhofflimmern n=18.....	44
Abb. 17: Ejektionsfraktionen bei Sinusrhythmus n=26	46
Abb. 18: Ejektionsfraktionen bei Vorhofflimmern n=18	46
Abb. 19: Schlagvolumina bei Sinusrhythmus n=26	48
Abb. 20: Schlagvolumina bei Vorhofflimmern n=18	48
Abb. 21: Messung des linken Ventrikellinnenvol. während der Diastole in der TEE.....	50
Abb. 22: Messung des rechten Ventrikellinnenvol. während der Diastole in der TEE..	51
Abb. 23: Messung des linken und rechten Ventrikellinnenvolumens während der Diastole in der MRT.	52
Abb. 24: Messung des linken Ventrikellinnenvol. während der Systole in der TEE.....	53
Abb. 25: Messung des rechten Ventrikellinnenvol. während der Systole in der TEE..	54
Abb. 26: Messung des rechten und des linken Ventrikellinnenvolumens während der Systole in der MRT.....	55
Abb. 27: Diagramme 1 und 2: Abnahme des Standardfehlers des Mittelwerts bei Zunahme der errechneten Mittelwerte..	63

Abb. 28: Diagramme 3 und 4: Abnahme des Standardfehlers des Mittelwerts bei Zunahme der errechneten Mittelwerte, jeweils in der MRT..	63
Abb. 29: Schematische Darstellung der Entstehung eines Doppelbild-Artefaktes in der zweidimensionalen Echokardiographie.	79

IX. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Hauptdiagnosen.....	11
Tab. 2: Ergebnisse der TEE bei Sinusrhythmus	22
Tab. 3: Ergebnisse der TEE bei Vorhofflimmern.....	23
Tab. 4: Ergebnisse der TEE bei Vorhofflimmern.....	24
Tab. 5: Ergebnisse der MRT bei Vorhofflimmern	25
Tab. 6: Differenzen der TEE und MRT Ergebnisse bei Sinusrhythmus	26
Tab. 7: Differenzen der TEE und MRT Ergebnisse bei Vorhofflimmern.....	27
Tab. 8: Prozentuale Abweichung der Differenzen von den errechneten Mittelwerten bei Sinusrhythmus	28
Tab. 9: Prozentuale Abweichung der Differenzen von den errechneten Mittelwerten bei Vorhofflimmern.....	29
Tab. 10: Vergleich rechte und linke Ventrikel.....	30
Tab. 11: Vergleich große und kleine Ventrikel	31
Tab. 12: Vergleich der Ventrikel mit Sinusrhythmus und VHF	32
Tab. 13: Zusammenfassung der statistischen Werte der Septen und freien Wände ...	66
Tab. 14: Zusammenfassung der statistischen Werte der Septen und freien Wände ...	66
Tab. 15: Zusammenfassung der statistischen Werte der Innenvolumina.....	68
Tab. 16: Zusammenfassung der statistischen Werte von EF und SV	69

Lebenslauf

Geburtsdatum: 18.11.1970

Geburtsort: Kolari, Finnland

<i>seit Jan. 2004</i>	Assistenzarzt in der Abteilung für Neurochirurgie St. Gertrauden Krankenhaus, Berlin
<i>Mai - Nov. 2003</i>	Tätigkeit als Assistenzarzt in der Abteilung Neurologie der Oberhavel Kliniken, Standort Hennigsdorf
<i>Nov. 2001 - April 2003</i>	Tätigkeit als Arzt im Praktikum in der Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin des Universitätsklinikum Benjamin Franklin, Freie Universität zu Berlin
<i>Juni 2003</i>	ECFMG Certified (Educational Commission For Foreign Medical Graduates)
<i>November 2001</i>	3. Staatsexamen (Note 2) und Erwerb der Ärztlichen Prüfung
<i>April 1997 - Nov. 2001</i>	Klinischer Abschnitt des Medizinstudiums an der Freien Universität zu Berlin
<i>Juni 2000</i>	United States Medical Licence Examination (USMLE) Step 2
<i>April 2000</i>	2. Staatsexamen
<i>Juni 1998</i>	USMLE Step 1
<i>April 1998</i>	1. Staatsexamen
<i>Sept. 1994 - März 1997</i>	Vorklinischer Abschnitt an der Universität Leipzig
<i>Sept. 1991 - Juni 1994</i>	LaGrange College, Georgia USA (Bachelor of Arts - cum laude)
<i>1991</i>	Abitur an der Altkönigschule Kronberg/Taunus

Erklärung:

Hiermit versichere ich, die vorgelegte Dissertation selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel oder Teile anderer Arbeiten als Kopie benutzt zu haben.

Ich habe und hatte keine weiteren Promotionsverfahren beantragt.

Julius Aslak Flöter

Berlin 2.3.2004